

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC

THÈSE PAR ARTICLES PRÉSENTÉE À
L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

COMME EXIGENCE PARTIELLE
À L'OBTENTION DU
DOCTORAT EN GÉNIE
Ph. D.

PAR
Christiane CAOUETTE

DESIGN D'UNE PROTHÈSE DE RESURFAÇAGE DE HANCHE EN MATÉRIAU
COMPOSITE BIOMIMÉTIQUE : MISE AU POINT D'OUTILS D'ÉVALUATION
NUMÉRIQUE

MONTREAL, LE 4 DÉCEMBRE 2012

©Tous droits réservés, Christiane Caouette, 2012

©Tous droits réservés

Cette licence signifie qu'il est interdit de reproduire, d'enregistrer ou de diffuser en tout ou en partie, le présent document. Le lecteur qui désire imprimer ou conserver sur un autre media une partie importante de ce document, doit obligatoirement en demander l'autorisation à l'auteur.

PRÉSENTATION DU JURY

CETTE THÈSE A ÉTÉ ÉVALUÉE

PAR UN JURY COMPOSÉ DE :

Dre Natalia Nuño, directrice de thèse
Génie de la production automatisée à l'École de technologie supérieure

Dr Martin N. Bureau, codirecteur de thèse
Institut des matériaux industriels, Conseil national de recherches Canada

Dr Pascal-André Vendittoli, codirecteur de thèse
Centre de recherche, Hôpital Maisonneuve-Rosemont

Dr Patrick Terriault, président du jury
Génie mécanique à l'École de technologie supérieure

Dr Yvan Petit, membre du jury
Génie mécanique à l'École de technologie supérieure

Dre Isabelle Villemure, examinateur externe
École Polytechnique de Montréal

ELLE A FAIT L'OBJET D'UNE SOUTENANCE DEVANT JURY ET PUBLIC

LE 24 OCTOBRE 2012

À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

REMERCIEMENTS

Naturellement, je voudrais commencer par remercier ma directrice de recherche Natalia Nuño pour m'avoir accordé le support financier, la flexibilité et la liberté nécessaires pour mener à bien ce projet. Merci également à mon co-directeur Pascal-André Vendittoli et à son collaborateur Martin Lavigne pour leur aide sur les questions cliniques.

Merci à mon co-directeur Martin Bureau pour son enthousiasme contagieux et ses précieux conseils, tant professionnels que personnels. Tu as toujours su me remonter le moral, et je n'aurais sans doute pas terminé ce projet si tu n'y avais pas pris part.

Merci également aux gens du LIO, ce fut un plaisir de vous côtoyer tous pendant ces quatre années.

Je ne peux non plus passer sous silence la contribution de nombreuses personnes à l'IMI, notamment Odile, qui m'a expliqué tout ce que j'avais besoin de savoir concernant la compilation de ma sous-routine (et qui par conséquent m'a épargné de nombreux maux de tête...). Il y a également Manon, Patrick, Robert, Yves, Chantale, Fabrice, Mario, Maxime, Jean-Guy, Paul-Émile et tous les autres qui m'ont soutenue, aidée avec un problème, ou tout simplement remonté le moral durant ces années pas toujours faciles.

Dernièrement mais non le moindre, je tiens également à remercier ma famille, et plus particulièrement mon conjoint André. Sans ton soutien indéfectible, je n'y serais jamais arrivée.

DESIGN D'UNE PROTHÈSE DE RESURFAÇAGE DE HANCHE EN MATÉRIAU COMPOSITE BIOMIMÉTIQUE : MISE AU POINT D'OUTILS D'ÉVALUATION NUMÉRIQUES

Christiane CAOUETTE

RÉSUMÉ

L'intervention d'arthroplastie de resurfaçage de la hanche (ARH) est proposée comme alternative à l'arthroplastie totale de la hanche dans le cas de patients souffrant d'ostéoarthrite ou d'arthrose dégénérative. L'ARH consiste à réséquer le cartilage dégénéré de la surface de la tête fémorale pour le remplacer par un implant métallique de forme sphérique muni d'une tige centreuse. La seule fonction de cette tige est d'aider à l'alignement de l'implant lors de l'intervention. Le nombre de patients pouvant bénéficier de cette intervention demeure toutefois limité en raison des nombreuses contre-indications chirurgicales liées à la qualité osseuse dans la tête fémorale. Pour contrer certains problèmes, il a été suggéré dans la littérature de cimenter la tige des implants, mais cette méthode pourrait engendrer de l'ostéopénie de décharge (aussi appelé *stress shielding*, l'os sous-contraint a tendance à se résorber, entraînant la déstabilisation de l'implant et le descellement aseptique) dans la tête fémorale, ce qui pourrait compromettre la stabilité à long terme de l'implant.

L'utilisation d'un matériau composite biomimétique dont les propriétés mécaniques sont proches de celles de l'os cortical permettrait de tirer profit de la tige pour optimiser le transfert de charges vers le fémur. Cette optimisation se ferait de manière à minimiser la décharge mécanique dans la tête du fémur tout en ayant une tige fixée, et ainsi de profiter de la stabilité accrue des implants à tige cimentée sans augmenter la décharge mécanique. L'objectif de cette thèse consistait à évaluer le potentiel de cette solution en développant un modèle par éléments finis d'une prothèse de resurfaçage de hanche (PRH) avec tige en composite et d'en évaluer le potentiel en termes de réduction de la décharge mécanique et de performance biomécanique.

Les résultats numériques d'une première étude ont montré une déviation des contraintes moindre pour l'implant à tige biomimétique fixée que pour l'implant à tige métallique cimentée, sans toutefois atteindre le niveau de chargement observé dans l'os sain ou dans l'implant à tige non fixée. Une deuxième étude s'intéressant plus spécifiquement à la méthode de modélisation des interfaces de transfert de charge pour divers scénarios de fixation a permis de montrer que les méthodes traditionnelles (éléments contacts collés / frictionnels) produisaient dans certaines circonstances des résultats irréalistes comme l'absence complète de micromouvements à l'interface frictionnelle de la tige et de l'os. Un nouvel élément interface a été mis au point afin de pallier aux lacunes observées lors de l'étude sur les interfaces traditionnelles et de permettre une modélisation de l'ostéointégration des interfaces os-implant, ainsi que de la dégradation progressive des interfaces os-ciment. Les résultats numériques obtenus pour le modèle d'implant à tige

VIII

biomimétique utilisant cet élément ont permis de montrer un pattern d'ostéointégration partielle sur la surface de la tige, avec présence de points de soudure (points localisés parfaitement ostéointégrés).

Le nouvel implant avec tige biomimétique a donc permis une réduction de la déviation des contraintes par rapport aux implants métalliques actuels. Les recommandations émises suite aux travaux de cette thèse consistent notamment à optimiser la forme géométrique de la tige biomimétique de l'implant, afin d'améliorer le transfert de charge vers l'os fémoral.

Mots-clés : matériau composite biomimétique, éléments finis, resurfaçage de la hanche

DESIGN OF A HIP RESURFACING PROSTHESIS MADE OF BIOMIMETIC COMPOSITE MATERIAL: DEVELOPMENT OF NUMERICAL TOOLS FOR EVALUATION

Christiane CAOUETTE

ABSTRACT

Hip resurfacing arthroplasty (HRA) is proposed as an alternative to total hip arthroplasty for patients suffering from osteoarthritis or degenerative arthrosis. HRA consist in removing the articular surface of the femoral head and replacing it with a spherical metallic implant that has a thin straight stem used as an alignment aid during implantation. HRA cannot be offered to all patients due to surgical contraindications related to bone quality in the femoral head. To overcome some of those problems, it has been suggested in the literature to cement the alignment stem of the femoral component. However, this could generate stress shielding (understressed bone tends to resorb, thus destabilizing the implant and causing aseptic loosening) in the femoral head, which could compromise the implant long term stability.

The use of a biomimetic composite material with bone-matching properties could be a means of using the stem to optimize load transfer to the femoral bone. This optimisation would aim at minimizing stress shielding in the femoral head for an implant with a fixed stem, benefiting from the same stability as cemented stem implants without the increased stress shielding. The current thesis objective was to evaluate this solution by developing a finite element model of a hip resurfacing femoral component with a stem made of biomimetic composite material, and to evaluate its potential in terms of stress shielding reduction and biomechanical performance.

Numerical results from a first study showed reduction of stress shielding for the implant with a fixed biomimetic stem when compared with a cemented metallic stem, but the biomimetic stem was still stress shielded when compared with an unfixed metallic stem or healthy femur. A second study examined modeling methods for bone-cement and bone-implant load-bearing interfaces for different fixation scenarios. It showed that traditional methods (bonded / frictional contact elements) created under certain circumstances unrealistic results such as complete absence of micromotions at bone-stem interface. A new interface element was developed to address some of the limitations observed on traditional interface modeling methods. This new interface element aimed at simulating the progressive degradation of bone-cement interfaces and osseointegration of bone-implant interfaces. Numerical results obtained with the biomimetic implant using the new element showed a partial osseointegration pattern on the stem surface, with the presence of “spot-welds” (localised points of perfect osseointegration).

The new implant with its biomimetic stem allows reduction of stress shielding when compared with current metallic implants. Recommendations following this thesis include

X

optimisation of the geometrical shape of the biomimetic stem, in order to further improve load transfer to the femoral proximal bone.

Keywords: biomimetic composite material, finite elements, hip resurfacing

TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 REVUE DE LA LITTÉRATURE	3
1.1 Anatomie et pathologies courantes de la hanche	3
1.1.1 Coxarthrose	4
1.1.2 Arthroplasties de la hanche	5
1.2 Implants de 1 ^{ière} génération	8
1.2.1 Résultats cliniques	9
1.3 Implants contemporains	10
1.3.1 Réintroduction du resurfaçage	10
1.3.2 Taux de survie atteints par le resurfaçage moderne	11
1.3.3 Arthroplastie de resurfaçage vs arthroplastie totale conventionnelle	12
1.3.4 Complications et causes de défaillances	15
1.3.5 Techniques de fixation	21
1.3.6 Améliorations proposées aux implants actuels	26
1.4 Techniques de modélisation	28
1.4.1 Os fémoral	29
1.4.2 Ostéointégration des implants et interfaces	35
1.4.3 Remodelage osseux	42
1.4.4 Conditions frontières	47
1.5 Conclusion	49
CHAPITRE 2 OBJECTIFS ET MÉTHODOLOGIE	51
2.1 Le matériau biomimétique	51
2.2 Objectifs	52
2.3 Organisation de la thèse	53
CHAPITRE 3 MODÈLES GÉOMÉTRIQUES ET ANALYSES PRÉLIMINAIRES	55
3.1 Modélisation géométrique	55
3.1.1 Fémur spécifique au patient	55
3.1.2 Implantation	56
3.2 Construction des modèles par éléments finis	57
3.2.1 Étude de convergence des maillages	58
3.2.2 Propriétés des matériaux utilisées	61
3.2.3 Modélisation des interfaces	71
3.2.4 Conditions frontières	72
3.3 Validation des modèles par éléments finis	73
3.3.1 Études utilisables pour la comparaison	74
3.3.2 Discussion et conclusion	79
3.4 Modèle de remodelage osseux	80
3.4.1 Modélisation de l'anisotropie	80

3.4.2	Stimulus de remodelage.....	82
3.4.3	Autres paramètres du modèle.....	83
3.5	Conclusion	83
CHAPITRE 4 ANISOTROPIC BONE REMODELING OF A BIOMIMETIC METAL-ON-METAL HIP RESURFACING IMPLANT.....85		
4.1	Résumé.....	85
4.2	Abstract.....	86
4.3	Introduction.....	86
4.4	Materials & Methods	89
4.4.1	The finite element model (FEM)	90
4.4.2	The anisotropic bone remodeling model.....	94
4.5	Results.....	96
4.6	Discussion.....	102
4.7	Conclusion	104
4.8	Acknowledgements.....	105
CHAPITRE 5 INFLUENCE OF THE INTERFACE MODELING METHOD ON LOAD TRANSFER IN A HIP RESURFACING ARTHROPLASTY FOR DIFFERENT STEM FIXATION SCENARIOS107		
5.1	Résumé.....	107
5.2	Abstract.....	108
5.3	Introduction.....	109
5.4	Materials and Methods.....	113
5.4.1	The FE models	113
5.4.2	Interface modeling methods.....	115
5.4.3	Bone cement curing modeling method	117
5.4.4	Results presentation	118
5.5	Results.....	119
5.5.1	Bone strains within the femoral head.....	119
5.5.2	Predicted bone density changes in the femoral head	121
5.5.3	Stresses within the femoral component	122
5.5.4	Implant stability	123
5.6	Discussion.....	125
5.7	Conclusion	129
CHAPITRE 6 MISE AU POINT DE L'ÉLÉMENT INTERFACE OSTÉOINTÉGRABLE ET DÉGRADABLE.....131		
6.1	Relations constitutives du modèle de décohésion à directions couplées	132
6.1.1	Données expérimentales utilisées pour paramétrer les courbes constitutives	132
6.1.2	Modèle de décohésion de Moréo	136
6.1.3	Procédure de couplage des directions	140
6.1.4	Surface de traction du nouveau modèle	142
6.2	Application des courbes constitutives dans un modèle ÉFs	147
6.2.1	Formulation de l'élément interface.....	147

6.2.2	Vérification du fonctionnement de l'élément interface	149
6.2.3	Application de l'élément interface dans un modèle ÉF	151
6.3	Conclusion	155
CHAPITRE 7 A NEW INTERFACE ELEMENT WITH PROGRESSIVE DAMAGE AND OSSEOINTEGRATION FOR MODELING OF INTERFACES IN HIP RESURFACING.....157		
7.1	Résumé.....	157
7.2	Abstract.....	158
7.3	Introduction.....	159
7.3.1	Bone-implant and bone-cement interface characteristics	159
7.3.2	Alternative methods for interface modeling	161
7.3.3	Objectives	162
7.4	Materials and methods	163
7.4.1	Interface model	163
7.4.2	Finite element model.....	167
7.5	Results.....	175
7.5.1	Effect of interdigitation depth of the bone-cement interface	175
7.5.2	Bone strains.....	176
7.5.3	Micromotions and osseointegration at stem-bone interface	178
7.5.4	Stresses in the implant	179
7.6	Discussion.....	180
7.6.1	Primary stability of hip resurfacing vs total hip arthroplasty	181
7.6.2	Effect of interdigitation depth.....	182
7.6.3	Micromotions and osseointegration at stem-bone interface	182
7.6.4	Compressive behavior of the bone-cement interface.....	183
7.6.5	Limitations	183
7.7	Conclusion	184
7.8	Acknowledgements.....	184
CHAPITRE 8 DISCUSSION GÉNÉRALE.....185		
8.1	L'implant Durom™	186
8.1.1	Design de l'implant.....	187
8.2	Méthodes traditionnelles de modélisation des interfaces.....	188
8.3	Nouvel élément pour la modélisation des interfaces	189
8.4	Limites du modèle ÉF.....	190
8.4.1	Le matériau composite biomimétique.....	191
8.4.2	L'élément interface	191
8.5	Travaux futurs.....	192
CONCLUSION		
LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....239		

LISTE DES TABLEAUX

	Page
Tableau 3.1	Propriétés mécaniques utilisées dans les modèles ÉFs62
Tableau 3.2	Propriétés mécaniques du composite biomimétique64
Tableau 3.3	Résultats de l'essai de traction sur échantillons circulaires65
Tableau 3.4	Paramètres utilisés dans les diverses paires de contact.....72
Table 4.1	Comparison of material properties from different orthopaedic and bone materials89
Table 4.2	Numerical values and orientation of load cases (LC) used in the bone remodeling simulations93
Table 4.3	Numerical values of the parameters used in the bone remodeling model.....95
Table 5.1	Types of contact elements used for the four interface types (fixation scenarios).....117
Table 5.2	Percentages of surface submitted to micromotions on the stem-bone interface of the friction stem with and without bone cement curing model125
Table 7.1	Interface properties for the contacts and osseointegratable interface models170
Table 7.2	Numerical values and orientations of load cases used in the osseointegration simulations172

LISTE DES FIGURES

	Page
Figure 1.1	Vue frontale de l'articulation coxo-fémorale (adapté de A.D.A.M. Images, avec permission)4
Figure 1.2	Arthroplasties initiales de la hanche par groupement diagnostique (Institut canadien d'information sur la santé, 2012).....6
Figure 1.3	Arthroplastie totale de la hanche (a) vs resurfaçage de la hanche (b) (adapté de A.D.A.M. Images, avec permission)7
Figure 1.4	Divers implants de resurfaçage datant des années 70-80 (adapté de Amstutz et Le Duff (2006), avec permission de SagePub UK)8
Figure 1.5	Tête fémorale resurfacée de forme a) cylindrique b) sphérique (adapté de Townley (1982)).....11
Figure 1.6	Rétrécissement du col fémoral La radiographie, prise 4 ans après l'intervention chirurgicale, montre une réduction de 17% du diamètre du col fémoral (tiré de Hing et al. (2007))18
Figure 1.7	Diagrammes de Venn illustrant le nombre de hanches opérées (en noir) et le nombre de hanches révisées (en rouge), réparties par facteurs de risques technique de cimentation a) avant améliorations et b) après améliorations (reproduit de Amstutz, Takamura et Le Duff (2011), avec permission d'Elsevier)24
Figure 1.8	Prototype de tige métaphysaire pour implant de resurfaçage (tiré de Cristofolini et al. (2011), avec permission d'Elsevier).....26
Figure 1.9	Relations de densité effective et apparentes selon le nombre HU (valeurs tirées de l'étude de Peng et al. (2006)).....34
Figure 1.10	Représentation schématique du processus d'ostéointégration (adapté de Brunski (1990))36
Figure 1.11	Deux types d'interfaces os-implant a) interface ostéointégrée b) interface fibreuse (adapté de Brunski (1990))38
Figure 1.12	Balance de Pauwels (adapté de Poitout (2004)).....48
Figure 1.13	Effet du muscle tensor fascia lata sur l'os fémoral sollicité en flexion (adapté de Poitout (2004)).....49

Figure 3.1	Illustration des quatres modèles géométriques A) fémur sain B) implant Durom™ avec tige non fixée C) implant Durom™ avec tige cimentée D) implant Durom™ avec tige fixée.....	57
Figure 3.2	Schéma de positionnement des deux axes utilisés pour l'évaluation des contraintes (sur vue de coupe transverse de la distribution de la déformation compressive (ϵ_3) pour le maillage de 1 mm).	59
Figure 3.3	Courbe de convergence de l'erreur moyenne sur les axes 1 et 2 pour les maillages de 1 à 6 mm et pour le maillage à 3 mm v12, avec le maillage 2 mm v12 comme référence	60
Figure 3.4	Aperçu des maillages obtenus : vue de coupe frontale du maillage du fémur sain.....	61
Figure 3.5	Matériau composite biomimétique utilisé pour fabriquer une tige fémorale a) à l'état brut b) après un premier moulage avec vessie gonflable c) après un deuxième moulage, état final	63
Figure 3.6	Vue de coupe de la distribution personnalisée de la densité apparente dans l'os trabéculaire de la tête fémorale.....	67
Figure 3.7	Positionnement des échantillons de l'étude de Morgan et Keaveny (2001) A) échantillons du grand trochanter B) échantillons de la tête fémorale (adapté de Morgan et Keaveny (2001), avec permission d'Elsevier).....	68
Figure 3.8	Relations module d'Young – densité apparente diverses trouvées dans la littérature et représentées dans la plage de densité apparente (0,1 - 0,85 g/cm ³) correspondant à l'os trabéculaire de la tête fémorale ...	69
Figure 3.9	Distribution personnalisée du module d'Young dans l'os trabéculaire	70
Figure 3.10	Cas de chargement utilisé dans les calculs	73
Figure 3.11	Comparaison des déformations équivalentes (ϵ_{eqv}) dans l'os fémoral proximal pour l'étude de Ong et al. (2006) et le modèle à l'étude (adapté de Ong et al. (2006), avec permission de la British Editorial Society of Bone and Joint Surgery)).....	76
Figure 3.12	Comparaison des déformations équivalentes (ϵ_{eqv}) dans l'os fémoral proximal pour l'étude de Taylor (2006) et le modèle à l'étude (adapté de Taylor (2006), avec permission de SagePub UK).....	77
Figure 3.13	Comparaison des déformations équivalentes (ϵ_{eqv}) dans l'os fémoral proximal pour l'étude de Gupta (Gupta, New et Taylor, 2006) et le	

	modèle à l'étude (adapté de Gupta, New et Taylor (2006), avec permission d'Elsevier).....	79
Figure 3.14	Représentation dans l'espace d'un tenseur tissu quelconque	81
Figure 4.1	Durom™ resurfacing implant (a) and geometrical model of unfixed stem fixation (b).....	90
Figure 4.2	Apparent bone density and elastic modulus distributions obtained from CT data (cortical and trabecular bone of the proximal femur are shown).....	91
Figure 4.3	Finite element model used in the current study (a) mesh (b) boxplot analysis zones (anterior view) and (c) boxplot analysis zones (posterior view).....	92
Figure 4.4	Graphical representation of load cases used in the bone remodeling simulations (a) heel-strike (b) abduction (c) adduction.	93
Figure 4.5	Apparent bone density (ρ) after the bone remodeling process (only trabecular bone of the proximal femoral bone is shown).	97
Figure 4.6	Maximal compressive strain (ϵ_3) distributions for cemented, biomimetic and unfixed stems, before and after bone remodeling process (cortical and trabecular bone of the proximal femoral bone are shown).	98
Figure 4.7	Box-plot representation of strain differences in percentage between unfixed, biomimetic and cemented stems with healthy femur as reference, before the bone remodeling process	99
Figure 4.8	Box-plot representation of strain differences in percentage between cemented/biomimetic stems and unfixed stem as reference, before and after the bone remodeling process.	101
Figure 5.1	Hip resurfacing model a) geometry of the model b) mesh c) load case, medial view d) load case, frontal view	114
Figure 5.2	Trabecular bone apparent density and trabecular bone elasticity modulus	115
Figure 5.3	Geometries of the interfaces for a) cemented stem model, and b) bonded, partially bonded and frictional stem model	116
Figure 5.4	Maximal compressive strain (ϵ_3) in proximal femoral bone (cortical and trabecular bone is shown) for cemented stem interface,	

	frictional interface, partially bonded interface and bonded interface without cement curing (healthy gait loading is shown).	120
Figure 5.5	Predicted bone apposition / resorption ($\Delta\rho$) in proximal femoral bone (cortical and trabecular bone is shown) for cemented stem, frictional interface, partially bonded interface and bonded interface with healthy gait loading	121
Figure 5.6	Frontal cut view of Von Mises stress within the femoral component	123
Figure 5.7	Gap distance and micromotions at cement-implant and stem-bone interface for frictional stem with cement curing, without and with gait loading.....	124
Figure 6.1	Schéma des spécimens utilisés pour les tests de l'interface os-ciment A : Vue de coupe transverse des fémurs préparés, avec définition de la mesure de l'épaisseur d'interdigitation (t_{int}) B : Vue des spécimens utilisés lors des essais mécaniques, avec les dimensions en mm (adapté de Mann et al. (2001), avec permission de Elsevier)	133
Figure 6.2	Chargements appliqués et mesures acquises sur les échantillons d'os / ciment A : Schéma du montage utilisé lors des essais avec angle des chargements appliqués B : Schéma du montage avec localisation des déplacements mesurés lors des essais (adapté de Mann et al. (2001), avec permission de Elsevier)	134
Figure 6.3	Exemple d'une courbe de déplacement en fonction de la charge typique de celles obtenues lors des essais mécaniques sur échantillons d'os / ciment (adapté de Mann et al. (2001), avec permission de Elsevier)	134
Figure 6.4	Modèle constitutif de Moreo et al. (2007), direction normale	137
Figure 6.5	Modèle constitutif de Moreo et al. (2007), direction tangentielle	138
Figure 6.6	Surface de traction du modèle de décohésion de Moréo (direction normale).....	139
Figure 6.7	Surface de traction du nouveau modèle de décohésion avec directions couplées ($\alpha=1.00$).....	142
Figure 6.8	Surface de traction du nouveau modèle de décohésion avec directions couplées ($\alpha=0.24$).....	146
Figure 6.9	Élément interface déposé sur un maillage solide quelconque	147

Figure 6.10	Schéma du modèle simplifié utilisé pour les essais de validation de fonctionnement de l'élément interface.....	149
Figure 6.11	Courbes de réponse obtenues à partir des forces de réaction et des déplacements aux nœuds (points x) et courbes constitutives théoriques (trait continu) pour différents angles de chargement	150
Figure 6.12	Représentation schématique de la résolution d'un cas de chargement statique	152
Figure 6.13	Progression du calcul lorsque plusieurs cas de chargement sont utilisés (la boîte « convergence du calcul » correspond à la figure 6.12).....	154
Figure 7.1	Graphical representation of the interface element and its integration into two adjacent solid meshes	164
Figure 7.2	Constitutive behavior in a) normal direction b) tangential direction and c) unified traction surface for calculation of interface element traction response based on normal (s_1) and tangential (s_2) displacements	165
Figure 7.3	Frontal cut view of the hip resurfacing geometrical model	169
Figure 7.4	HU density distribution on a) the bone cement interface surface b) the bone-stem interface surface	171
Figure 7.5	Incremental load solving algorithm of the FE model with osseointegratable interface elements.....	174
Figure 7.6	Micromotions at bone-cement interface for 4 different values of interdigitation depths, before and after osseointegration.....	176
Figure 7.7	Maximal compressive deformation (ϵ_3) in proximal bone (cortical and trabecular bone are shown) for the contacts and osseointegratable interface models, before and after osseointegration	177
Figure 7.8	Micromotions at bone-stem interface for the contacts and osseointegratable interface models, before and after osseointegration....	178
Figure 7.9	Osseointegration state variable α at stem-bone interface for the osseointegratable interface model, before and after osseointegration	179
Figure 7.10	Von Mises stresses in the implant for the contacts and osseointegratable interface models, before and after osseointegration....	180

LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE

2D, 3D	Bidimensionnel, tridimensionnel
A, B, C	Paramètres des courbes constitutives du modèle d'interface
B et β	Paramètres de la relation densité module d'Young (remodelage osseux)
B, C	Paramètres de la règle de Miner (endommagement en fatigue de l'élément interface)
B	Matrice des déplacements-élongations
cm	Centimètres
c^r, c^f	Vitesse d'apposition / de résorption osseuse (remodelage osseux)
d	Variable d'endommagement
$E_{1,2,3}$	Module d'élasticité – direction principale 1,2 ou 3 (MPa ou GPa)
F^{int}, F^{ext}	Vecteur des forces internes / externes (élément interface)
g^f, g^r	Critères d'apposition / de résorption osseuse (remodelage osseux)
g^{dam}, g^{ost}	Critères d'endommagement et d'ostéointégration (élément interface)
GPa	Gigapascal
G_0	Niveau d'énergie à s_0 (élément interface)
G_c	Énergie à la rupture de l'interface
G_{12}	Module de cisaillement en direction 12
\hat{H}	Tenseur tissu
H^2	Tenseur de remodelage
K	Matrice de rigidité élément interface
K_0	Rigidité initiale des courbes constitutives du modèle d'interface
mm	Millimètres
MPa	Mégapascal
N	Newton
N	Matrice des fonctions de forme (élément interface)
NCF	Nombre de cycles avant la défaillance (endommagement en fatigue de l'élément interface)
q_{int}	Quantité d'os interdigitalisé
RF	Risque de fracture
S_v	Surface spécifique (remodelage osseux)
t_1, t_2	Tractions en direction normale / tangentielle (élément interface)
t_{01}, t_{02}	Limite élastique en direction normale / tangentielle (élément interface)
t_0	Limite élastique de l'interface
t_{int}	Épaisseur d'interdigitation
s_1, s_2	Élongations en direction normale / tangentielle
s_c	Élongation à la rupture de l'interface
s_0	Élongation à la limite élastique de l'interface
s_{ost}	Élongation limite pour l'ostéointégration (élément interface)
u	Matrice des déplacements (élément interface)
u_{local}	Matrice des déplacements en coordonnées locales (élément interface)
U	Densité d'énergie de déformation
U_{ref}	Densité d'énergie de déformation de référence
Y	Stimulus de remodelage (remodelage osseux)

Y_{ost}	Énergie limite pour l'ostéointégration (élément interface)
Y_1, Y_2	Niveau d'énergie dans l'interface (directions normale et tangentielle)
α	Niveau d'endommagement / d'ostéointégration de l'interface
ϵ	Tenseur des déformations
$\epsilon_{1,3}^{limite}$	Déformation limite en tension / compression
ϵ_1, ϵ_3	Déformation principale en tension / compression
ϵ_{eqv}	Déformation équivalente
θ	Angle de chargement (élément interface)
$\mu\epsilon$	Déformation mécanique (10^{-6} mm/mm)
μ	Coefficient de friction
ν	Coefficient de Poisson (mm/mm)
ν_{12}	Coefficient de Poisson en direction 12
ν_{ost}	Vitesse d'apposition osseuse (élément interface)
ρ	Densité osseuse (g/cm^3)
ρ_{app}	Densité osseuse apparente (g/cm^3)
ρ_{QCT}	Densité osseuse radiographique
σ	Contrainte (MPa)
σ_u	Contrainte ultime (MPa)
σ_y	Contrainte limite élastique (MPa)
ψ_{ref}^*	Stimulus de remodelage de référence
ω	Niveau d'anisotropie (remodelage osseux)
ω_c	Niveau critique d'énergie normalisé (élément interface)
$^\circ$	Degrés angulaires
$\%$	Pourcent

INTRODUCTION

L'arthrose dégénérative de la hanche est une maladie problématique à traiter chez les jeunes patients, puisque ceux-ci sont susceptibles de survivre à une première prothèse totale de hanche. Ceci implique une éventuelle chirurgie de révision plus lourde que la première intervention. Pour ces patients, une alternative existe : le resurfaçage de la hanche. Cette intervention, qui consiste à ne retirer que la surface articulaire de la tête fémorale pour implanter une composante fémorale en forme de coiffe sphérique, permet à la fois de conserver plus d'os que l'arthroplastie classique et également de restaurer une fonctionnalité biomécanique plus normale à l'articulation.

Malgré des résultats cliniques à court et à moyen terme très encourageants, l'intervention demeure accessible à un nombre limité de patients, en raison des nombreuses contre-indications chirurgicales qui subsistent. Afin de permettre à des patients dont la qualité osseuse dans la tête fémorale laisse à désirer de bénéficier de l'intervention, il a été suggéré dans la littérature de cimenter la tige métallique des implants, ce qui assure une certaine stabilité à la composante fémorale et permet d'élargir le bassin de patients potentiels. Des études cliniques ont montré d'excellents résultats à court terme pour cette méthode, mais des études par éléments finis ont montré que ce type de fixation augmentait la décharge mécanique dans la tête fémorale, ce qui pourrait possiblement compromettre la stabilité à long terme des implants.

L'objectif de la présente thèse consiste à évaluer numériquement une méthode alternative à la cimentation de la tige pour augmenter la stabilité des composantes fémorales d'implants de resurfaçage : l'utilisation d'un matériau composite biomimétique dans la fabrication d'une tige ostéointégrée. Ce matériau, dont les propriétés mécaniques sont proches de celles de l'os cortical, pourrait permettre le design d'une tige fixée qui causerait moins de décharge mécanique qu'une tige métallique cimentée et serait donc plus stable à long terme. Cette évaluation numérique du matériau composite requiert une modélisation adéquate des interfaces de transfert de charge; l'objectif spécifique de la thèse est donc d'évaluer les

méthodes traditionnelles de modélisation des interfaces, et de proposer une nouvelle méthode plus adéquate, le cas échéant.

La thèse est présentée par articles, et est structurée comme suit. Une revue de littérature détaillant l'état de l'art en resurfaçage de la hanche et en modélisation par éléments finis est d'abord présentée afin de mettre en relief la problématique reliée à la fixation de la tige. Les objectifs généraux ainsi que la méthodologie sont explicités. Un chapitre est ensuite consacré aux analyses préliminaires ayant mené à la mise au point des modèles par éléments finis. La suite est constituée de deux articles, l'un s'intéressant à la déviation des contraintes engendrée par l'implant de resurfaçage biomimétique et le second aux méthodes traditionnelles de modélisation des interfaces de transfert de charge. Un chapitre détaillant une nouvelle méthode de modélisation de ces interfaces est ensuite présenté, suivi d'un article détaillant l'application de cette méthode à l'implant de resurfaçage biomimétique. Une discussion générale des conclusions de la thèse et une conclusion closent la thèse.

CHAPITRE 1

REVUE DE LA LITTÉRATURE

La présente thèse utilise la modélisation biomécanique par éléments finis dans le but de prédire la performance clinique d'implants de resurfaçage de la hanche. Une revue de la littérature et des connaissances a été effectuée et s'est concentrée sur deux grands axes. Le premier concerne l'aspect clinique, les causes de dégénérescence de la hanche et l'état de l'art en resurfaçage de la hanche. Le deuxième axe concerne les méthodes de modélisation employées dans l'évaluation préclinique par éléments finis des implants orthopédiques. Des aspects comme la modélisation du tissu osseux, les interfaces os-implant et os-ciment, le phénomène de remodelage osseux ainsi que les conditions frontières sont abordés.

1.1 Anatomie et pathologies courantes de la hanche

L'articulation de la hanche, également appelée articulation coxo-fémorale, est l'articulation synoviale de type sphéroïde qui relie le membre inférieur à la ceinture pelvienne (voir figure 1.1). Ses surfaces articulaires sont l'acétabulum de l'os coxal (le bassin), la tête fémorale et le labrum acétabulaire. L'articulation est complètement entourée d'une capsule articulaire qui s'étend du bord de l'acétabulum jusqu'au col du fémur. Quatre ligaments épais complètent cette articulation : l'iliofémoral (face antérieure de l'articulation), l'ischiofémoral (face dorsale), le pubfémoral (face antéro-inférieure) et le ligament de la tête fémorale (prend naissance sur la fovéa capitis, se sépare en trois faisceaux pour se fixer sur l'acétabulum).

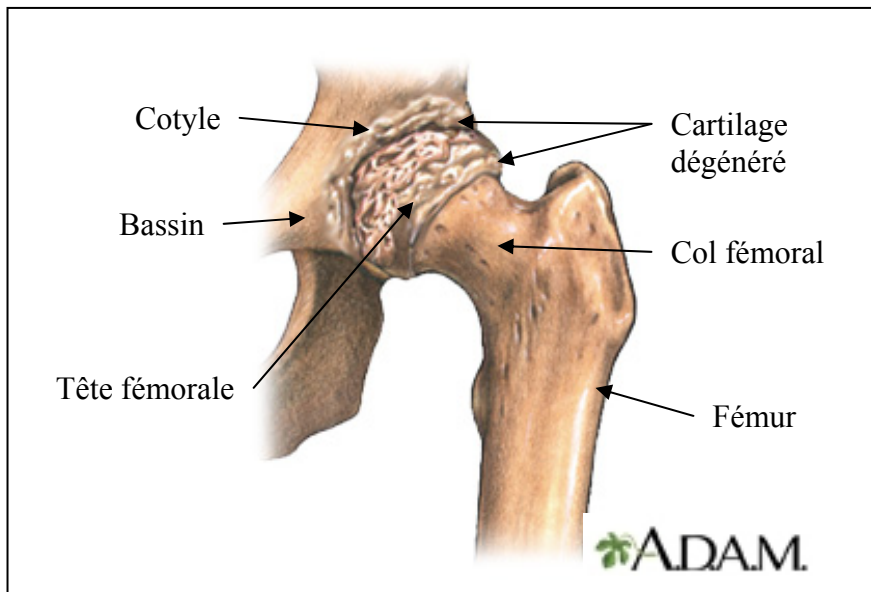


Figure 1.1 Vue frontale de l'articulation coxo-fémorale
(adapté de A.D.A.M. Images, avec permission)

1.1.1 Coxarthrose

Parmi les pathologies courantes de la hanche, il y a la coxarthrose, ou arthrose de la hanche. L'arthrose est définie comme l'usure du cartilage articulaire et est de deux types : primaire ou secondaire. La coxarthrose primaire représente 40% de l'ensemble des coxarthroses et survient généralement après 60 ans. Elle se développe sur une hanche sans malformation préalable. Quant à la coxarthrose secondaire, elle représente 60% des cas de coxarthrose et elle survient sur des hanches ayant des malformations menant à une usure rapide du cartilage articulaire. Le symptôme clinique majeur de la coxarthrose est la douleur, localisée au pli de l'aîne avec une irradiation dans la cuisse¹.

Le traitement de la coxarthrose est médical ou chirurgical. Le traitement médical consiste à traiter la douleur et à ménager l'articulation malade; le traitement chirurgical consiste en une panoplie d'interventions visant à corriger les anomalies anatomiques, ou à remplacer les

¹ Informations tirées de www.hopital-dcss.org/actes/coxa.htm, consulté le 4 mars 2009.

surfaces articulaires usées. Le remplacement de la hanche naturelle par une prothèse totale de hanche ou par une prothèse de resurfaçage de hanche font partie des options envisageables.

1.1.2 Arthroplasties de la hanche

L'arthroplastie totale de la hanche (ATH) consiste à remplacer la tête et le col fémoral par une tige fémorale (habituellement faite de matériaux métalliques tels que le titane, voir figure 1.3a). Une cupule acétabulaire est également implantée dans le bassin pour compléter l'articulation. Cette opération est majoritairement pratiquée pour remédier à l'arthrose dégénérative de la hanche (voir figure 1.2) : 81,9% des arthroplasties initiales sont attribuables à ce groupement diagnostique (Institut canadien d'information sur la santé, 2012). L'ATH est une opération invasive qui fonctionne bien chez les gens plus âgés dont le niveau d'activité plus faible n'entraîne pas l'usure des surfaces du couple métal-polyéthylène. Pour les jeunes patients, la survie à long terme est plus problématique : en raison de leur niveau d'activité plus élevé, l'usure de la surface de polyéthylène est plus rapide, ce qui crée une profusion de débris d'usure causant de l'ostéolyse (diminution de la masse osseuse par réaction inflammatoire aux particules d'usure générées par le frottement). Ceci mène généralement au descellement aseptique et à une chirurgie de révision plus lourde (plus d'os réséqué) que la première intervention.

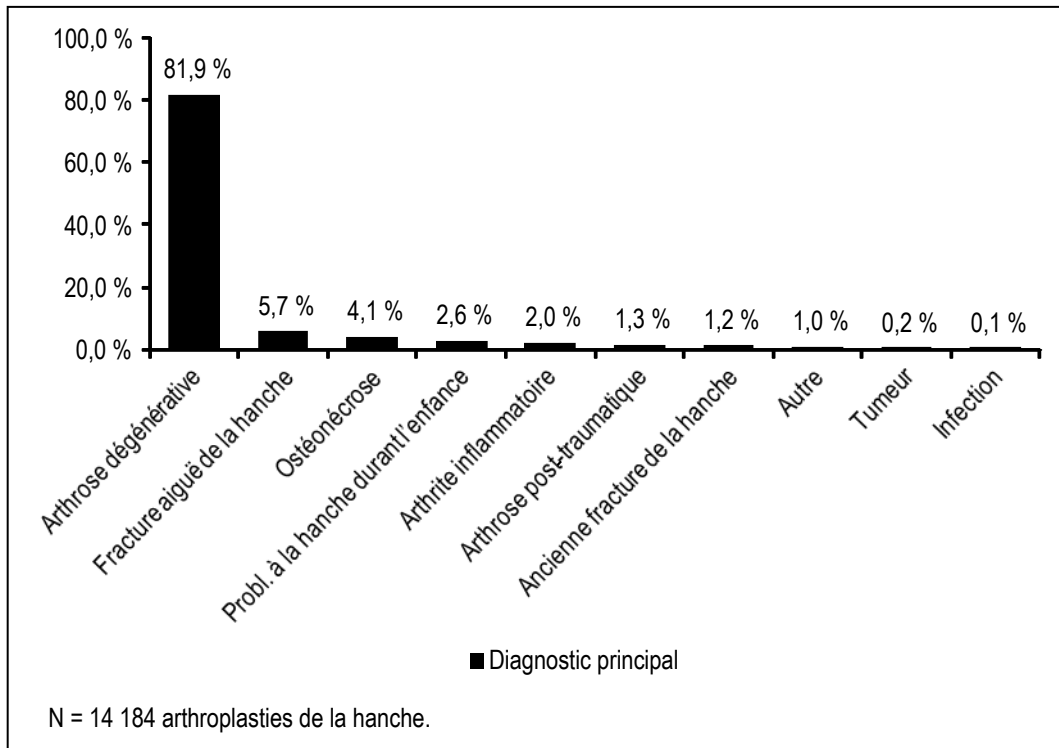


Figure 1.2 Arthroplasties initiales de la hanche par groupement diagnostique
(Institut canadien d'information sur la santé, 2012)

Dans les cas où l'arthrose est la cause menant à l'intervention, il est possible d'appliquer une solution alternative, soit le resurfaçage de la hanche (voir figure 1.3b). Cette intervention, moins invasive que l'arthroplastie totale, consiste à prothéser la tête fémorale, mais sans procéder à son ablation. L'implant utilisé est une coiffe sphérique creuse munie d'une tige. Cet implant est fixé à l'os fémoral grâce à une couche de ciment appliquée sur la surface interne de la coiffe (dans les implants actuellement commercialisés, la tige n'est pas enduite de ciment et ne sert pas au transfert des charges vers le fémur). Une cupule acétabulaire ostéointégrée est également mise en place dans le bassin, ce qui vient compléter l'articulation sphéroïde.

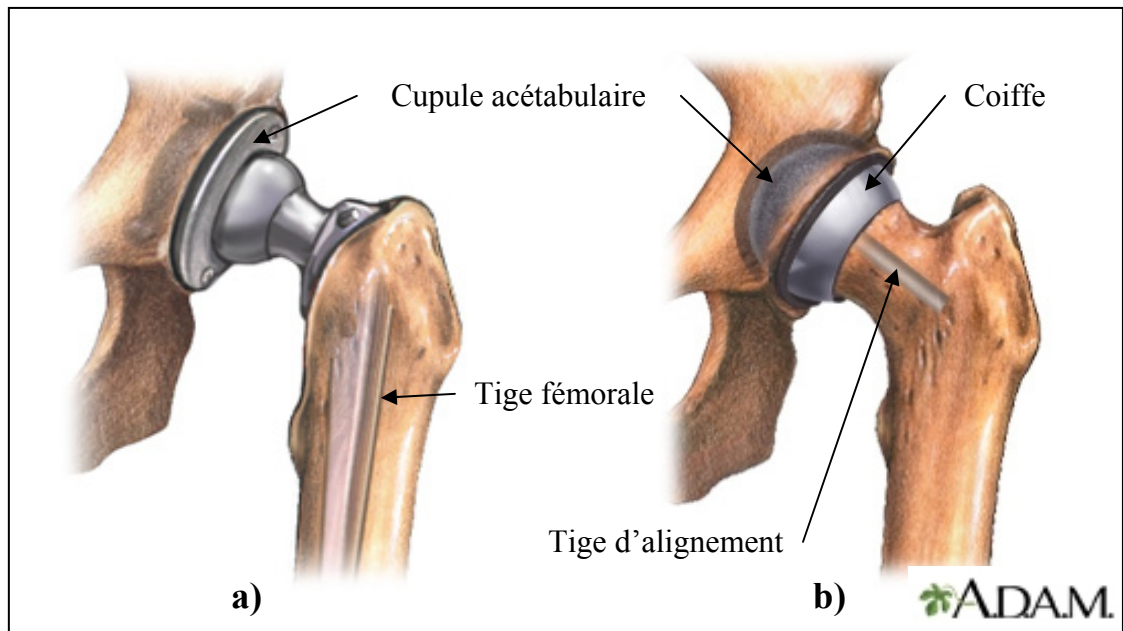


Figure 1.3 Arthroplastie totale de la hanche (a) vs resurfaçage de la hanche (b)
(adapté de A.D.A.M. Images, avec permission)

Cette intervention, outre le fait qu'elle soit moins invasive que l'ATH, permet de préserver le capital osseux du patient : la tête et le col fémoral ayant été conservés, la perte osseuse est moindre et une éventuelle chirurgie de reprise par arthroplastie totale s'en trouve grandement simplifiée.

Toutefois, comme toute prothèse plus rigide que l'os, les composantes fémorales de resurfaçage engendrent un phénomène de diminution de la charge mécanique à laquelle l'os est soumis. Ce phénomène est appelé « décharge mécanique » ou « déviation des contraintes ». La modification des contraintes dans l'os par rapport à leur niveau physiologique entraîne une adaptation fonctionnelle sous forme de résorption ou d'augmentation de la densité osseuse, un phénomène appelé « ostéopénie de décharge » dans le cas d'une résorption, et plus généralement « remodelage osseux ».

1.2 Implants de 1^{ère} génération

Les implants des premières générations de resurfaçage étaient des coiffes sphériques creuses (voir figure 1.4 pour quelques exemples d'implants); certains implants étaient de plus munis d'une tige, comme l'implant TARA (coin inférieur droit de la figure 1.4), mais plusieurs implants en étaient dépourvus. La forme de la tête fémorale préparée pouvait être sphérique, cylindrique, ou cylindrique chanfreinée (Amstutz et Le Duff, 2006). Les matériaux utilisés pour les couples de friction étaient très variées : notamment, le couple métal/métal, le couple cobalt-chrome (CoCr)/polyuréthane, le couple CoCr/polyéthylène (PE) et le couple céramique/céramique ont été expérimentés (Grigoris et al., 2006).

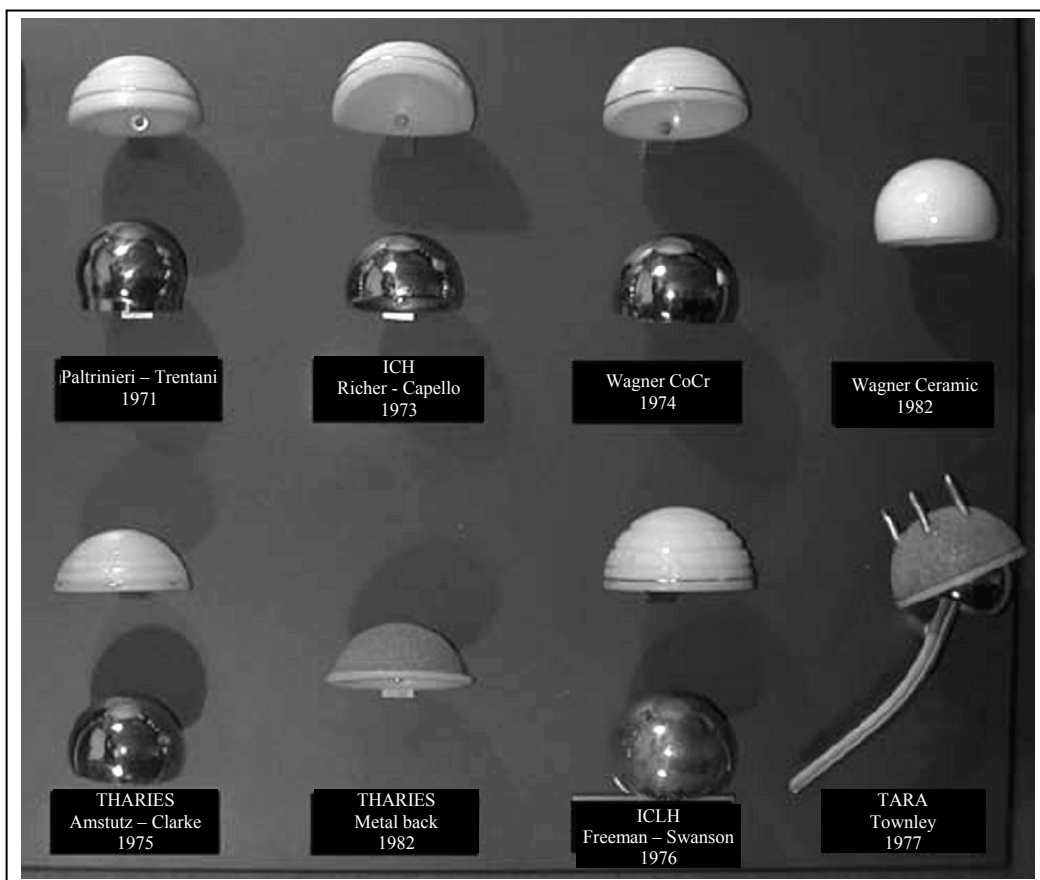


Figure 1.4 Divers implants de resurfaçage datant des années 70-80 (adapté de Amstutz et Le Duff (2006), avec permission de SagePub UK)

1.2.1 Résultats cliniques

Les résultats cliniques de ces premiers essais furent décevants; des taux de défaillance élevés furent observés sur plusieurs implants (par exemple, un taux de défaillance variant entre 15 et 33% pour l'implant Wagner métal/PE, avec une durée de suivi de 2-4 ans (Bell et al., 1985; Head, 1981; Jolley, Salvati et Brown, 1982)). Dans certains cas, des problèmes de fracture du col fémoral ont entraîné la révision à court terme des prothèses (Bogoch, Fornasier et Capello, 1982; Herberts, Lansinger et Romanus, 1983). Cette complication a été attribuée entre autres aux techniques d'implantation inadéquates et à la nécrose avasculaire de la tête fémorale (Bradley, Freeman et Revell, 1987; Trentani et Vaccarino, 1981). Certains implants firent exception à cette règle; des modèles avec couple de frottement métal/métal, examinés 25 ans après l'implantation, permirent de mesurer l'usure surfacique de la coiffe fémorale et du cotyle, qui se révélèrent négligeables (McKellop et al., 1996). Une étude rétrospective récente avec durée de suivi de 20 ans et plus a permis de constater l'efficacité de l'implant TARA : Pritchett rapporte un taux de survie de 100% des composantes fémorales de prothèses à couple de friction métal-métal (Pritchett, 2008), par opposition à un taux d'échec de 34% après 3-6 ans pour les prothèses à couple de friction métal/PE (Head, 1984).

Cette première génération d'implants a permis de constater que le resurfaçage de la hanche comportait plusieurs avantages non-négligeables, notamment : la préservation du capital osseux, une stabilité accrue de l'articulation et la facilité de révision en tige fémorale traditionnelle (Amstutz et Le Duff, 2006). Avec le recul, la communauté scientifique a révisé ses conclusions quant aux causes des échecs de ces premiers implants. L'ostéolyse attribuable à la production de débris d'usure entre les surfaces de friction serait la principale cause de la résorption osseuse progressive décrite par Huiskes et al. (1990), et non l'ostéopénie de décharge consécutive à la déviation des contraintes (Howie, Cornish et Vernon-Roberts, 1990). Cette conclusion permet d'expliquer entre autres la grande longévité observée sur plusieurs implants à couple de friction métal-métal, beaucoup moins sujets à l'usure prématurée que les implants à couple friction métal-polyéthylène.

1.3 Implants contemporains

Les leçons apprises des implants de resurfaçage de première génération ont permis la résurgence du resurfaçage sous une forme modernisée. C'est à ces implants contemporains que s'intéresse la section 1.3. La réintroduction du resurfaçage est d'abord discutée, puis la comparaison arthroplastie conventionnelle - arthroplastie de resurfaçage est abordée. Suivent les complications et causes de défaillance ainsi que les techniques de fixation. Finalement, quelques améliorations proposées sont présentées.

1.3.1 Réintroduction du resurfaçage

La réintroduction des implants de resurfaçage modernes est apparue avec les travaux du Dr McMinn au début des années 90 (McMinn et al., 1996). Le concept moderne utilise des composantes minces pour éviter la résection excessive de la tête fémorale ou du stock osseux acétabulaire, ainsi qu'une articulation à grand diamètre faite d'un matériau ayant déjà des antécédents cliniques connus en matière d'usure tribologique. L'alliage cobalt-chrome (CoCr) à haute teneur en carbone ($>0,20\%$) satisfait ces critères : des taux de survie de 95% à 15 et 16 ans de recul ont été publiés concernant l'implant Ring, fait du même alliage. Une attention particulière a également été apportée à l'instrumentation et à la technique chirurgicale, de manière à éviter l'encochage du col fémoral et le placement en varus de la composante fémorale. Dans les implants actuels, la tige de la prothèse sert principalement à l'alignement de l'implant lors de l'intervention, et à assurer un manteau de ciment uniforme autour de la tête fémorale. N'étant pas cimentée ni autrement fixée à l'os trabéculaire, elle ne participe pas au transfert de charge vers le fémur. La première série clinique (McMinn et al., 1996) utilisant ce nouvel implant de resurfaçage a montré d'excellents résultats pour la fixation hybride (cupule acétabulaire non cimentée, composante fémorale cimentée) : il n'y a eu aucune fracture du col dans cette série, un succès que les auteurs attribuent à une technique chirurgicale précise permettant un positionnement plus précis de la composante fémorale.

Parmi les caractéristiques des implants de première génération conservées dans les implants contemporains, il y a la tête fémorale resurfacée de forme cylindrique plutôt que sphérique. Cette forme permet à l'implant d'avoir une interface os-implant soumise à une pression normale plutôt qu'une transmission des charges par cisaillement (voir figure 1.5), ce qui s'est révélé beaucoup plus stable à long terme (Mesko, Goodman et Stanescu, 1994).

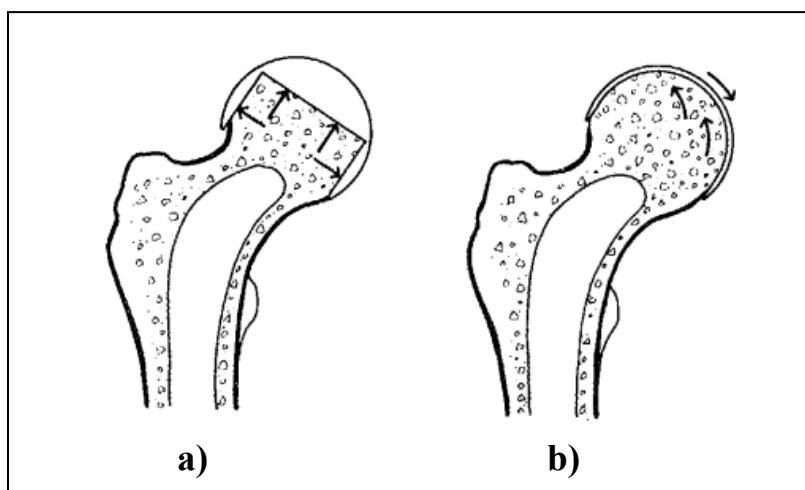


Figure 1.5 Tête fémorale resurfacée de forme a) cylindrique b) sphérique
(adapté de Townley (1982))

1.3.2 Taux de survie atteints par le resurfacement moderne

Le resurfacement moderne permet, dans certains cas, d'atteindre des taux de survie se rapprochant des critères d'excellence établis par des organismes publics comme le National Institute for Health and Clinical Excellence (Angleterre et Pays de Galles), qui cible un taux de survie de 90% à 10 ans de recul (van der Weegen et al., 2011). La Birmingham Hip Resurfacing (BHR) est l'implant qui s'en approche le plus avec des taux de survie de 99, 97 et 96% à 5, 10 et 13 ans (McMinn et al., 2011). D'autres chirurgiens ont reproduit ces résultats obtenus avec la BHR : Treacy et al. (2011) ont obtenu un taux de survie de 98% à 10 ans, Reito, Puolakka et Pajamaki (2011) ont obtenu 96,7% à 6 ans et Carrothers et al. (2010) ont obtenu 96.3% à 7 ans de recul et 95.3% à 10 ans. Dans le cas des centres

académiques canadiens qui pratiquent la procédure, le taux de révision se situe à 3.2% à 2 ans de recul, avec un taux de fracture du col fémoral de 1.6% (O'Neill et al., 2009).

Malheureusement, les résultats ne peuvent être extrapolés d'un système à un autre en raison de phénomènes *in vivo* encore mal connus et par conséquent non reproduits en laboratoire lors des évaluations précliniques : témoins les implants Durom™ et ASR, qui promettaient tous deux d'être des avancées technologiques et qui sont maintenant retirés du marché (McMinn et al., 2011). Dans le cas de l'implant Durom™, des problèmes de fixation de la cupule acétabulaire ont entraîné des taux de révisions très élevés : Naal et al. (2011) ont obtenu un taux de survie de 88.2% à 5 ans, avec un taux de révision montant jusqu'à 17% chez les femmes. Johanson et al. (2010) ont trouvé, par analyse des données du registre NARA (qui comprend la Norvège, la Suède et le Danemark), un risque relatif de révision aseptique de 3,1, 2,7 et 5,4 pour les implants Durom™, ASR et ReCap respectivement, avec la BHR comme implant de référence. Dixon et al. (2009) ont trouvé un taux inacceptable de descellement aseptique de 10% à 5 ans de recul sur des cupules acétabulaires Cormet.

1.3.3 Arthroplastie de resurfaçage vs arthroplastie totale conventionnelle

Le resurfaçage de la hanche comporte plusieurs avantages par rapport à l'arthroplastie conventionnelle. Il préserve plus d'os fémoral et assure un chargement plus physiologique avec moins de déviation des contraintes et de résorption osseuse. Dans une étude sur fémurs cadavériques comparant l'arthroplastie de resurfaçage à l'arthroplastie totale, Deuel et al. (2009) ont trouvé que les déformations mécaniques suite à un resurfaçage sont beaucoup plus près de celles observées sur un fémur sain que de celles observées suite à une arthroplastie totale. La rétention de la tête fémorale permet également une fonction améliorée et une reconstruction biomécanique plus précise avec un taux de dislocation réduit, et simplifie une éventuelle révision (Corten et al., 2011).

La résurgence du resurfaçage tient en partie au fait que beaucoup de patients demandent une arthroplastie plus tôt dans leur vie afin de demeurer physiquement actifs, plutôt que

d'accepter les limitations associées à l'arthrite de la hanche (Amanatullah, Cheung et Di Cesare, 2010). Pour ces patients jeunes et actifs, une arthroplastie conventionnelle est une option plus difficilement envisageable en raison du risque plus élevé de révision au cours de la vie du patient. Par contre, une méta-analyse récente de la littérature a permis de constater que si le résultat fonctionnel du resurfaçage de hanche est meilleur que celui de l'arthroplastie totale, le taux de survie à de 0 à 82 mois de suivi de cette deuxième option demeure supérieur à celui du resurfaçage (Smith et al., 2010), qui n'est donc pas une panacée malgré ses nombreux avantages. Ces avantages supposés seront abordés dans le cadre de la prochaine section.

1.3.3.1 Facilité de révision

L'un des principaux avantages présumés du resurfaçage par rapport à l'arthroplastie totale est la facilité de révision d'un resurfaçage en arthroplastie totale, arthroplastie totale qui permettrait alors d'obtenir les résultats fonctionnels d'une arthroplastie primaire pour ces révisions de resurfaçages. Afin de vérifier cette hypothèse, quelques études (Eswaramoorthy, Biant et Field, 2009; Garrett et al., 2011; Gilbert et al., 2010) ont comparé les résultats de révisions du côté fémoral de resurfaçages BHR et Adept avec ceux d'arthroplasties totales primaires. Des résultats semblables ont été trouvés dans les deux groupes, confirmant ainsi que la révision d'un resurfaçage donne d'aussi bons résultats qu'une ATH primaire. Ces chirurgies de révision ont également été qualifiées de faciles par les chirurgiens.

Révisions pour causes de pseudotumeurs

Les prothèses métalliques relarguent dans le sang des ions métalliques qui proviennent de deux sources principales : l'usure du couple de friction métal-métal et la corrosion. S'il est possible de contrôler l'usure notamment en assurant un positionnement optimal aux composantes de la prothèse, la corrosion demeure difficile à endiguer. Des taux sanguins d'ions métalliques supérieurs à ceux d'un groupe contrôle sans implant sont donc rapportés pour les patients ayant un implant avec couple métal-métal, qu'il soit de type resurfaçage ou

arthroplastie totale (Moroni et al., 2011). Le taux diminue et se stabilise après un an ou deux (Smolders et al., 2011; Vendittoli et al., 2010).

Schmalzried et Tiberi (2010) émettent l'hypothèse que les sous-produits de corrosion induisent la formation de pseudotumeurs. Kwon et al. (2011) ont cherché à déterminer la prévalence des pseudotumeurs et à mesurer les taux d'ions métalliques chez des patients considérés comme asymptomatiques. Les patients atteints de ces pseudotumeurs ressentaient de la douleur ou un inconfort et avaient un score fonctionnel inférieur, ainsi qu'un taux d'ions métalliques plus élevé que celui du groupe contrôle, appuyant ainsi l'hypothèse de la cytotoxicité des débris métalliques comme mécanisme important de la formation des pseudotumeurs.

Selon une étude de Browne et al. (2010) portant sur les resurfaçages défaillants, le taux d'ions métalliques dans le sérum ou le sang sont corrélés avec l'usure *in vivo* et les défaillances reliées aux débris d'usure. Une étude d'explants de 240 composantes d'implants de hanche comparant le resurfaçage de la hanche avec l'arthroplastie totale à tête de grand diamètre a d'ailleurs montré des taux pré-révision d'ions métalliques comparables pour les deux groupes mais supérieurs à ceux observés sur des hanches fonctionnelles (Matthies et al., 2011).

De Smet et al. (2011) ont quant à eux évalué les résultats de révisions pour des patients symptomatiques avec atteinte des tissus mous, dont la principale cause de révision était le mauvais positionnement de la cupule acétabulaire. Chez les patients ayant subi une réaction étendue des tissus mous, les résultats cliniques sont beaucoup moins bons; il est donc préconisé de surveiller attentivement les patients qui présentent ce type d'atteinte et de les réviser plus rapidement, avant que la détérioration des tissus mous ne soit trop avancée.

1.3.3.2 Résumé et conclusions

Certains auteurs considèrent le resurfaçage comme une solution sécuritaire et efficace pour les patients jeunes et actifs (Amstutz, 2011). D'autres auteurs en arrivent à des conclusions

différentes, et considèrent que la littérature ne supporte pas la plupart des avantages supposés du resurfaçage (Macpherson et Breusch, 2011). Le débat continue dans la littérature.

Quant aux révisions de resurfaçage, elles sont qualifiées de « faciles » par plusieurs chirurgiens, et donnent des résultats fonctionnels comparables à ceux d'une arthroplastie primaire. La révision du côté acétabulaire seulement n'est pas recommandée en raison d'un taux de survie plus faible que ceux des révisions du côté fémoral seulement et des deux côtés. Quant aux révisions pour causes de pseudotumeurs ou d'atteintes aux tissus mous, leurs résultats fonctionnels sont inférieurs et il est recommandé de réviser ces patients précocement, avant que l'atteinte aux tissus mous ne s'aggrave.

1.3.4 Complications et causes de défaillances

La nouvelle génération de resurfaçages métal-métal en est maintenant à 10 ans de recul, et selon le registre suédois, les résultats sont au moins aussi bons que ceux rapportés pour des arthroplasties totales dans le même groupe de patients. La variabilité dans l'incidence des complications étant habituellement plus grande entre les centres qu'entre les designs d'implants ou les populations de patients, il semblerait que la technique chirurgicale soit le facteur le plus important pour la réduction du taux de complications (Amstutz et al., 2011).

Les taux de fractures du col fémoral rapportés dans diverses études rétrospectives varient de 0 à 2.4%, ce qui est une forte amélioration par rapport au taux de 7 à 12% rapporté pour les couples métal-polyéthylène des resurfaçages de première génération (Amanatullah, Cheung et Di Cesare, 2010). Des 50 hanches ayant subi une fracture du col, 85% montraient des problèmes techniques comme l'encoçage du col et le positionnement en varus (Shimmin et Back, 2005). Une densité osseuse réduite serait l'un des principaux facteurs de risque pour une fracture du col (Gross et Liu, 2012), ainsi que la nécrose avasculaire causée par l'interruption de l'irrigation sanguine pendant l'intervention (Steffen et al., 2010) et l'encoçage du col (Davis et al., 2009).

Une autre complication, très rare celle-là, est la fracture de la tige centreuse de la composante fémorale. Bowman, Bucher et Bassily (2006) rapportent un cas d'une fracture de la tige en son milieu, avec la portion distale à la fracture fermement cimentée et stable. Les auteurs émettent l'hypothèse que la nécrose avasculaire ait conduit à un effondrement de la tête : la composante fémorale non supportée aurait alors surchargé la tige, menant à sa fracture. Watters et al. (2010) rapportent quant à eux un cas de fracture de la tige en son point milieu, mais sans aucune trace de nécrose avasculaire. L'interface de la tige étant fibreuse, la fracture se serait produite suite à un manque de fixation et à un descellement.

1.3.4.1 Positionnement des implants

Un mauvais positionnement des implants de resurfaçage peut être à l'origine de deux types principaux de défaillance : une fracture du col fémoral (composante fémorale en varus) et une défaillance reliée à l'usure des surfaces de friction (composante acétabulaire antéversée ou surinclinée (Brooks, 2010). Cette hypothèse de l'influence du positionnement sur le résultat clinique a été évaluée par éléments finis (Radcliffe et Taylor, 2007b); cette étude en est arrivée aux mêmes conclusions que les études précédemment mentionnées. Les prothèses implantées en varus (10° par rapport à l'axe du col fémoral) ont montré des déformations plus importantes dans la partie supérieure du col fémoral, ainsi qu'une concentration de déformations dans l'os trabéculaire le long de la tige de guidage. L'alignement en varus a produit les déformations les plus différentes de celles observables dans le fémur sain pour le même chargement, appuyant ainsi la thèse selon laquelle le positionnement en varus serait à l'origine de plusieurs cas de défaillances (Beulé et al., 2004b). Les deux zones de concentrations de contraintes mentionnées ont également été observées dans une autre étude par éléments finis (Watanabe et al., 2000), avec cette fois un implant en position neutre (selon l'axe du col fémoral); dans cette deuxième étude, les contraintes en compression sous le bord de la coiffe fémorale atteignent presque la résistance ultime de l'os cortical, confirmant le risque de fracture.

1.3.4.2 Variations à court et moyen terme de la densité osseuse

La densité minérale osseuse augmente dans le col fémoral suite à un resurfaçage (Willis-Owen, Atkinson et Oakeshott, 2011). Cette augmentation est modérée, mais continue sur une période de 5 ans. Quant à Cordingley, Kohan et Ben-Nissan (2010), ils ne trouvent pas de changements significatifs de densité osseuse suite à un resurfaçage à deux ans de recul. Kancherla, Kannan et Malhotra (2012) souligne toutefois que l'étude de Willis-Owen, Atkinson et Oakeshott (2011) ne mentionne pas si les implants concernés ont des tiges cimentées ou non, et que le col a été analysé dans son ensemble plutôt que zone par zone, une critique également applicable à l'étude de Cordingley, Kohan et Ben-Nissan (2010). Comme des études par éléments finis et cliniques ont montré que le remodelage dans le col n'est pas uniforme, des détails plus spécifiques auraient été souhaitables.

Selon une étude de Smolders et al. (2010), il y a une légère résorption (non significative statistiquement) de la densité osseuse dans le col fémoral après trois mois, suivie d'un retour aux niveaux de base après 12 mois. La densité osseuse dans la zone calcaire augmente quant à elle à 105,2% de son niveau initial, comparativement à une diminution à 82,1% observée pour une arthroplastie totale non cimentée. Hakkinen et al. (2011) trouvent d'abord une réduction de densité osseuse dans 6 zones sur 10 par rapport au niveau préopératoire à 3 mois de recul, mais il y a ensuite une augmentation qui ramène la densité osseuse au niveau préopératoire et même à un niveau supérieur dans 7 zones à 12 mois de recul, principalement celles situées dans la partie inféro-médiale du col fémoral. Les facteurs reliés au patient (indice de masse corporelle, genre, âge, niveau d'activité physique) ou l'angle cervicodiaphysaire ne permettent pas d'expliquer ces variations à moyen terme. Les auteurs attribuent donc ces variations au remodelage osseux et aux changements dans le transfert de charge vers le fémur. Une étude sur fémurs cadavériques ayant montré une augmentation de 11 à 15% des déformations principales dans le col fémoral suite à l'implantation d'une composante de resurfaçage (Wik et al., 2010) vient appuyer cette hypothèse.

1.3.4.3 Rétrécissement du col fémoral

Le rétrécissement du col fémoral (voir figure 1.6) est une complication préoccupante du resurfaçage de la hanche, puisqu'elle peut mener dans certains cas à l'affaiblissement et à la fracture du col fémoral (Ho et al., 2010). Il est calculé en mesurant le ratio des diamètres du col et de la composante fémorale sur une radiographie frontale. Une diminution de ce ratio supérieure à 10% de sa valeur initiale est considérée comme cliniquement significative.

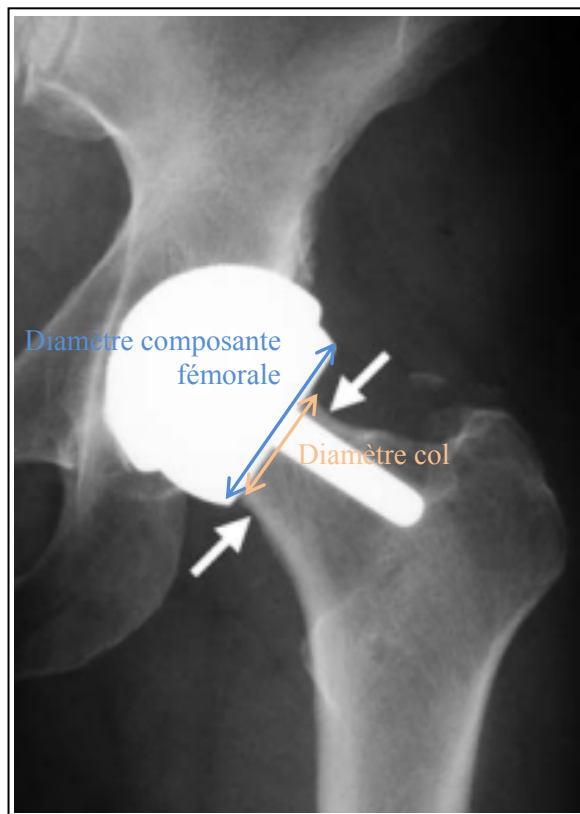


Figure 1.6 Rétrécissement du col fémoral

La radiographie, prise 4 ans après l'intervention chirurgicale, montre une réduction de 17% du diamètre du col fémoral (tiré de Hing et al. (2007))

Le phénomène, qui semble se stabiliser environ 3 ans après l'intervention (Hing et al., 2007), est rapporté pour environ 70-75% des cas de resurfaçage cimenté (Amanatullah, Cheung et Di Cesare, 2010; Hing et al., 2007). Une étude clinique de Laffosse et al. (2011) rapporte un

rétrécissement moyen du col de 5,9% à deux ans de recul et de 8,3% à 5 ans de recul, sur une cohorte de 57 hanches. Pour les patients ayant un rétrécissement du col à 2 ans de recul, il n'y a pas d'augmentation notable à la 5^{ème} année, ce qui indique une stabilisation du phénomène après 2 ans. Trois patients avaient un rétrécissement supérieur à 10% à 5 ans de recul, avec des augmentations de -10 à -17% du rétrécissement entre la 2^{ème} et 5^{ème} année post-opératoire. Ce changement géométrique ne semble pas influencer la fonctionnalité de l'articulation ou le taux de défaillance à court terme.

Causes

La cause de ce phénomène n'est pas connue : il s'agit possiblement d'une réaction inflammatoire aux débris d'usure, d'une réponse au trauma vasculaire ou à un impact durant l'implantation, ou d'une manifestation du remodelage osseux attribuable aux contraintes modifiées dans le fémur. Des études cliniques ont montré une incidence plus importante du phénomène pour des implants cimentés (Birmingham, la partie coiffe de la composante fémorale est cimentée) en comparaison avec des implants non cimentés (Cormet, la partie coiffe ainsi que la partie de la tige à l'intérieur de la coquille sont ostéointégrées), et ce pour une durée de suivi de deux ans (Katrana et al., 2006; Lilikakis, Vowler et Villar, 2005). Une étude clinique de Ho et al. (2010), qui compare des composantes fémorales cimentées et non cimentées afin de déterminer si la fixation a une influence sur le rétrécissement du col fémoral, trouve également que le rétrécissement du col fémoral est statistiquement significatif à deux ans de recul dans le groupe de composantes fémorales cimentées, mais pas dans le groupe d'implants non cimentés. Ceci est possiblement dû au fait que l'interface ostéointégrée de la Cormet change la distribution et la transmission des chargements dans le col fémoral; le rétrécissement du col fémoral serait alors une conséquence directe de la déviation des contraintes et du remodelage osseux qui en découle.

Aucune des études par éléments finis actuellement disponibles ne s'intéresse directement à ce phénomène, bien que certaines études aient prédit une zone de remodelage osseux dans la région de la jonction tête-col (Gupta, New et Taylor, 2006; Ong et al., 2006; Taylor, 2006), en raison des concentrations de contraintes observées sous le rebord du composant fémoral.

1.3.4.4 Sélection des patients

Rylander et al. (2011) ont participé à une étude multi-centre pour l'évaluation de la Cormet 2000, et ont rapporté un taux de défaillance élevé à 14,6% de révisions à 4 ans de recul. Leurs résultats ne supportant ni les erreurs techniques ni la cause d'apprentissage comme cause primaire de défaillance, les auteurs blâment plutôt une sélection de patients moins qu'idéale. Des indications plus serrées améliorent les résultats du resurfaçage de la hanche (Johnson et al., 2011). Comme cette opération donne d'excellents résultats chez les jeunes hommes avec une composante fémorale de 50 mm et plus, il est suggéré de resserrer les critères de sélection.

Le Surface Arthroplasty Risk Index

Pour aider à la sélection optimale des patients aptes à subir l'arthroplastie de resurfaçage de la hanche, Beaulé et al. ont mis au point un indice de risque spécialement adapté à ce type d'arthroplastie, le SARI (Surface Arthroplasty Risk Index, (Beaulé et al., 2004a)). Cet index à 6 points identifie comme facteurs de risque les patients ayant un poids inférieur à 82 kg, la présence dans la tête fémorale de kystes osseux d'une taille supérieure à 1 cm, ainsi qu'un niveau d'activité élevé et une chirurgie antérieure de la hanche. L'étude clinique visant à valider cet index a trouvé un score SARI plus élevé pour le groupe de hanches problématiques que pour le groupe asymptomatique (4,7 vs 2,6 respectivement), et a conclu que le risque de problèmes précoces était 12 fois plus élevé pour les hanches ayant un SARI supérieur à 3. Ces résultats cliniques ont également été évalués par Amstutz et al. (2004) dans une étude clinique comprenant 400 hanches. Les auteurs ont trouvé un taux de survie de 89% à 4 ans pour les hanches avec un SARI supérieur à 3, vs 97% pour un $SARI \leq 3$, et ont spécifiquement défini la présence de gros kystes osseux comme un facteur de risque de descellement aseptique de la composante fémorale.

Traitement des kystes osseux

La contre-indication du SARI relative à la présence de kystes osseux d'une taille supérieure à 1 cm a toutefois été remise en cause par Gross et Liu (2011c). Dans une récente étude clinique impliquant 117 hanches avec des kystes osseux couvrant moins du tiers de la tête fémorale qui auraient dû selon le SARI causer la défaillance de la composante fémorale, les auteurs ont obtenu un taux de révision de 2.6% à 24 mois de recul. Ils attribuent ce succès à la méthode de préparation de ces kystes : plutôt que de les remplir de ciment osseux tel que suggéré par Amstutz et al. (2007c), ils les ont plutôt traités par une greffe osseuse, ce qui selon les auteurs aurait permis d'éviter l'augmentation excessive de température associée à un volume de ciment osseux trop important et menant à l'ostéonécrose thermique.

1.3.4.5 Conclusions

Parmi les complications du resurfaçage moderne figure la fracture du col, le rétrécissement du col ainsi que les variations de densité osseuse dans le col et la tête fémorale. Le positionnement des composantes a également été mis en cause dans certains types de défaillance, notamment la fracture du col et l'usure prématurée des surfaces du couple de friction. Une meilleure sélection des patients est l'un des facteurs clé ayant permis une augmentation notable des taux de survie des implants de resurfaçage. Les hommes jeunes (< 65 ans) avec une bonne qualité osseuse dans la tête fémorale forment le groupe de patients ayant les taux de succès les plus élevés pour le resurfaçage.

1.3.5 Techniques de fixation

Comme mentionné à la section 1.3.1, la méthode conventionnelle de fixation des implants de resurfaçage de hanche est hybride, c'est-à-dire que la cupule acétabulaire est ostéointégrée et que la composante fémorale est cimentée, sans ciment sur la tige d'alignement. Certaines études ont toutefois recommandé la fixation de la tige, et des composantes fémorales non cimentées ont également fait leur apparition dans la littérature.

1.3.5.1 Techniques de cimentation

Dans une analyse d'explants provenant de défaillances précoces de resurfaçage, Krause et al. (2012) ont trouvé une majorité de composantes fémorales mal cimentées : les manteaux de ciment étaient plus épais que les recommandations du fabricant, et l'épaisseur d'interdigitation était également trop importante, conduisant à une possible nécrose thermique. Bishop et al. (2009) ont quant à eux trouvé des zones décollées sur 82% des tiges et divers autres défauts dans les manteaux de ciment, incluant des zones mal interdigitalisées.

Certains changements apportés à la technique de cimentation (cimentation de la tige, perçage de trous de fixation supplémentaires, méthode d'apposition du ciment osseux, etc.) ont d'ailleurs amélioré la longévité des resurfaçages de la hanche (Campbell et al., 2009). Une valeur de pénétration dans l'os (interdigitation) est jugée idéale entre 2 et 4 mm et excessive si elle est supérieure à 5 mm. Une étude expérimentale sur fémurs cadavériques de Bitsch et al. (2011) a permis de constater que la technique de cimentation a également une influence sur la stabilité primaire des composantes fémorales de resurfaçage : les manteaux plus épais avec moins de pénétration dans l'os se sont révélés plus stables que les manteaux minces.

Influence de l'épaisseur du manteau de ciment sur la déviation des contraintes

Radcliffe et Taylor (2007a) ont analysé par éléments finis l'effet de l'épaisseur du manteau de ciment sur les déformations dans le col du fémur. Leur étude utilisant 16 modèles de fémurs à propriétés mécaniques personnalisées a permis de constater que plus le manteau est épais (des épaisseurs de 1, 3 et 5 mm ont été simulées), plus il participe au transfert de charge vers le fémur, empirant ainsi la déviation des déformations dans la tête fémorale. La diminution des déformations est particulièrement marquée dans les sections proximales, situées sous la coiffe fémorale, et l'effet est amplifié lorsque la tige est partiellement cimentée. Aucune de ces valeurs de déformations n'atteint la limite de rupture, et les auteurs concluent que la déviation des déformations ne peut expliquer à elle seule les défaillances précoces liées à l'épaisseur du manteau de ciment.

1.3.5.2 Fixation de la tige

Le resurfaçage de la hanche présente plusieurs avantages par rapport à l'arthroplastie classique, surtout pour les jeunes patients souffrant d'arthrose; malheureusement, une étude de Eastaugh-Waring et al. (2006) a démontré que seulement 46% des patients potentiels pouvaient bénéficier de l'intervention. Les autres patients ont dû être rejetés en raison notamment de déformations sévères de la tête ou du col fémoral, de nécrose avasculaire, de dégénérescence kystique. Ces facteurs étant principalement reliés à la qualité osseuse de la tête fémorale, il a été suggéré de cimenter la tige afin d'obtenir une fixation plus distale (Amstutz et al., 2007c). Cette nouvelle méthode d'implantation a permis d'améliorer les résultats à court terme : de 5,7% après 82 mois de suivi, le taux de descellement aseptique de la composante fémorale est passé à 0,3% après 54 mois de suivi.

Amstutz, Takamura et Le Duff (2011) ont récemment publié une nouvelle étude dans laquelle ils ont mesuré l'effet de la sélection des patients et de la technique de cimentation sur les résultats cliniques obtenus pour la Conserve Plus, de 3,5 à 14 ans de recul. Les deux diagrammes de Venn (voir figure 1.7) illustrent les trois facteurs de risque (indice de masse corporelle, taille de l'implant, taille des défauts) ainsi que l'impressionnante réduction de défaillances obtenue par amélioration de la technique de cimentation, notamment la cimentation de la tige chez certains patients à risque.

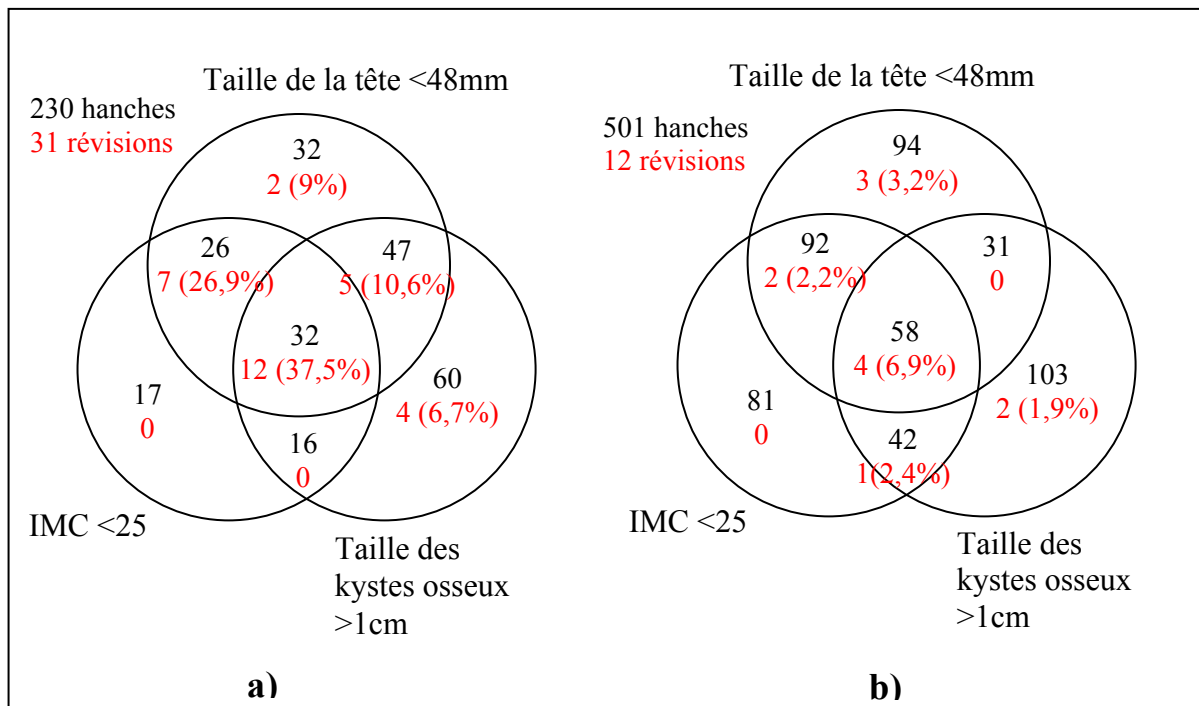


Figure 1.7 Diagrammes de Venn illustrant le nombre de hanches opérées (en noir) et le nombre de hanches révisées (en rouge), réparties par facteurs de risques technique de cimentation a) avant améliorations et b) après améliorations (reproduit de Amstutz, Takamura et Le Duff (2011), avec permission d'Elsevier)

Conséquences mécaniques de la fixation de la tige

Ong, Manley et Kurtz (2008) ont réalisé une revue de littérature pour évaluer si les designs modernes de resurfaçage ont atteint la maturité. Notamment, ils se sont interrogés sur la pertinence de fixer ou non la tige et ont réalisé une étude par élément finis pour comparer les tiges fixées vs non fixées : leur étude a révélé qu'une tige métallique cimentée augmenterait la déviation des contraintes dans la tête fémorale, ce qui entraînerait possiblement une résorption osseuse à long terme. D'autres études par éléments finis (Ong et al., 2006; Ploeg et al., 2001) abondent dans le même sens. Ces résultats ne sont toutefois pas reproduits dans la littérature clinique, qui ne trouve pour le moment aucun effet préjudiciable à la fixation de la tige (aucune différence dans les taux de rétrécissement et de fracture du col entre les groupes à tige non fixée et cimentée à 5 ans de recul (Amstutz et Le Duff, 2009)).

1.3.5.3 Réapparition de la fixation non cimentée pour les composantes fémorales

Les composantes fémorales non cimentées (dôme fixé par ostéointégration, tige non fixée) font une réapparition dans la littérature, en réponse aux problèmes soulevés entre autres par l'ostéonécrose thermique (Amanatullah, Cheung et Di Cesare, 2010). L'intérêt pour la fixation non cimentée se justifie par les succès obtenus pour ce type d'implants dans les arthroplasties totales : le taux de survie à 20 ans de recul est supérieur pour une tige fémorale non cimentée par rapport à sa version cimentée (Bourne et Corten, 2010). La fixation par ostéointégration a donné en arthroplastie totale de la hanche des résultats égaux à la fixation par cimentation (Gross et Liu, 2011b). Ces résultats semblent extrapolables aux implants de resurfaçage, si l'on en croit une étude clinique de Gross et Liu (2011a) qui compare le même implant avec deux finis de surface, l'un étant destiné à la cimentation et l'autre à l'ostéointégration : les auteurs ne rapportent aucune différence entre les taux de défaillance des deux groupes de hanches à un minimum de 2 ans de recul.

Ces résultats prometteurs pour la fixation non cimentée en resurfaçage semblent être reproduits dans d'autres études cliniques. Hull et al. (2011) rapportent les résultats d'une étude clinique sur une composante fémorale non cimentée (Cormet 2000, Corin Medical, Cirencester, UK). Sur les 135 hanches formant la cohorte, aucune n'a requis de révision à 2,9 ans de recul. Dans une cohorte de 100 composantes fémorales non cimentées, Gross et Liu (2011b) obtiennent des résultats tout aussi prometteurs avec deux défaillances des composantes fémorales (un descellement aseptique et une fracture du col) à 2,9 ans de recul. Spencer (2011) rapporte un taux de survie de 95% à 4-5 ans de recul pour une cohorte de 747 hanches répartie dans six centres différents. Lilikakis, Vowler et Villar (2005) obtiennent 97,1% à 2 ans de recul pour 70 hanches.

1.3.5.4 Conclusions

En conclusion, l'évolution des techniques de cimentation, notamment la fixation de la tige, a permis d'améliorer les taux de survie des implants de resurfaçage de la hanche. Les

problèmes reliés à l'ostéonécrose thermique demeurent une préoccupation et sont l'une des raisons à l'origine du développement de composantes fémorales non cimentées, un type de fixation initialement abandonné par McMinn après sa première série de resurfaçage en raison du haut taux de succès de la fixation cimentée.

1.3.6 Améliorations proposées aux implants actuels

Parmi les nouvelles pistes de solution récemment apparues dans la littérature, plusieurs concernent la modification de la tige métaphysaire, qui est utilisée dans ces cas comme un élément de fixation plutôt qu'une simple tige centreuse. Notamment, une récente étude par Cristofolini et al. (2011) discute de la mise au point d'une tige métaphysaire recourbée (Stryker Orthopaedics) et cimentée (voir figure 1.8) permettant une augmentation de la charge totale avant fracture de 15,4% par rapport au fémur sain (les échantillons de BHR utilisés comme contrôles montrent une diminution de 10% de la charge totale avant fracture). Cette nouvelle tige cimentée permettrait donc de réduire les risques de fracture du col, en plus d'assurer une fixation plus distale dépendant moins de la qualité osseuse de la tête fémorale.



Figure 1.8 Prototype de tige métaphysaire pour implant de resurfaçage (tiré de Cristofolini et al. (2011), avec permission d'Elsevier)

1.3.6.1 Nouveaux matériaux

D'autres auteurs s'intéressent plutôt à de nouveaux matériaux pour le couple de friction des prothèses, ce qui permettrait d'éviter le problème potentiel causé par les ions métalliques générés par les prothèses actuelles en cobalt-chrome. Dickinson et al. (2011) proposent notamment une toute nouvelle prothèse faite entièrement de céramique. L'historique clinique de ce matériau indique que les limitations d'un resurfaçage en céramique étaient principalement liées à la première génération de couples céramique-PE qui produisaient suffisamment de débris d'usure pour induire l'ostéolyse et la défaillance de l'implant. L'implant proposé est basé sur la prothèse ADEPT (Findsbury Orthopaedics Ltd) dont les creux pour poches de ciment sont légèrement modifiées afin d'en éliminer les concentrations de contraintes et la tige raccourcie afin d'éviter sa surcharge. Les tests expérimentaux préliminaires sur cet implant ont montré des facteurs de sécurité variant de 3,1 à 7,4. Comme ces tests étaient beaucoup plus contraignants que les conditions *in vivo*, une éventuelle fracture du matériau *in vivo* est très improbable.

1.3.6.2 Implants à déviation de contraintes réduite

Dickinson et al. (2010) démontrent dans une étude par éléments finis que la réduction de la longueur de la tige des implants de resurfaçage permet de réduire la déviation des contraintes et le remodelage osseux qui s'ensuit. Cette étude, qui compare une composante fémorale traditionnelle à tige non fixée, une composante à tige courte et une composante sans tige, pour des positionnements neutres et à $\pm 10^\circ$ de l'angle cervicodiaphysaire, conclut que l'implant sans tige permet d'obtenir un transfert de charge très semblable à celui observé dans le fémur sain en plus d'être plus tolérant au mauvais positionnement que les modèles avec tige.

Selon deux études par éléments finis de Gupta, Pal et New (2010) et Pal, Gupta et New (2010), l'avantage biomécanique de la tige raccourcie est valable également pour les composantes fémorales non cimentées : une diminution plutôt faible (5%) de la déviation a

été observée pour la composante fémorale à tige courte par rapport à la tige longue dans son état non fixé (immédiatement après l'opération). Par contre, la simulation avec interfaces collées a montré qu'une fois l'ostéointégration complétée, la déviation des contraintes est moindre dans la composante à tige courte.

1.3.6.3 Conclusions

En conclusion, le resurfaçage demeure une opération restreinte à certains patients choisis, et la recherche se poursuit pour en étendre les indications à d'autres patients. L'utilisation de nouveaux matériaux pour la fabrication des surfaces de friction pourrait également permettre d'éliminer le problème de relargage d'ions métalliques, et l'optimisation géométrique des implants actuels pourrait également diminuer les problèmes de déviation des contraintes dans la tête et le col fémoral.

1.4 Techniques de modélisation

Les études cliniques présentées dans les sections 1.2 et 1.3 montrent bien l'importance de l'évaluation préclinique des implants; cette évaluation peut permettre d'éviter des échecs douloureux et souvent lourds de conséquences pour les patients. Cette évaluation préclinique est fréquemment réalisée à l'aide de la technique de modélisation par éléments finis. Les éléments finis ont l'avantage de permettre la simulation numérique des implants et leur évaluation sans avoir recours à des cobayes.

La modélisation par éléments finis d'une prothèse de resurfaçage de hanche nécessite la connaissance de plusieurs techniques, qui seront brièvement présentées dans les sections suivantes. Tout d'abord, la modélisation de l'os fémoral sera abordée; ensuite, un bref survol de l'ostéointégration des implants et du remodelage osseux sera fait. Les conditions frontières à utiliser pour ce type de modèle seront également décrites.

1.4.1 Os fémoral

La présente section s'attardera à décrire le comportement matériau du tissu osseux ainsi que les critères de défaillance applicables, pour finir avec les méthodes couramment employées pour sa modélisation par éléments finis dans le cadre de modèles de la hanche.

1.4.1.1 Description du tissu osseux

Le tissu osseux est poreux et hétérogène : ses propriétés ne sont pas constantes et varient d'un point à un autre en fonction de la densité du tissu et de l'architecture locale des trabécules. Afin de caractériser les propriétés mécaniques, des relations empiriques reliant la densité osseuse au module d'Young ont été établies à partir d'essais expérimentaux sur des échantillons osseux (ex : Wirtz et al. (2000), Rho, Hobatho et Ashman (1995), Couteau et al. (1998), Taylor (2006)).

L'os est généralement considéré comme un matériau linéaire élastique dont l'écoulement se produit à basse déformation (Keaveny et al., 1994), mais une étude plus récente de Morgan et al. (2001) a démontré qu'il existe une zone de non linéarité pour la partie de la courbe de traction se situant entre 0 et 1000 $\mu\epsilon$. Cette zone de non linéarité entraîne une réduction du module d'Young obtenu à partir de la courbe de traction de l'ordre de 4 à 8% si la plage de calcul de la pente est située entre 0 et 1000 $\mu\epsilon$ versus 0 et 4000 $\mu\epsilon$. Il a également été démontré expérimentalement que l'os trabéculaire peut être considéré comme orthotrope symétrique dans le domaine élastique (Yang et al., 1998).

1.4.1.2 Critère de défaillance applicable au tissu osseux

Selon le critère de défaillance de St-Venant, la défaillance a lieu lorsque la déformation principale maximale égale la déformation limite d'élasticité en compression. Une étude expérimentale de Turner (1989) comportant des essais uniaxiaux de compression sur des échantillons d'os bovins a permis de conclure que la déformation limite d'élasticité pour l'os

trabéculaire est isotrope et indépendante de l'anisotropie texturale. Le critère de St-Venant est donc applicable à l'os trabéculaire, du moins dans les cas de chargements compressifs uniaxiaux.

Le critère de défaillance de déformation principale considère que la défaillance a lieu lorsque la déformation maximale principale en tension ou en compression égale la déformation limite d'élasticité en tension ou en compression. Une étude de Fenech et Keaveny (1999) comportant des essais biaxiaux (tension/cisaillement et compression/cisaillement) a montré que le critère de déformation principale offrait une bonne performance en tension avec des erreurs de prédiction de l'ordre de 6-7%, mais que les performances en compression surestimaient la défaillance de valeurs de l'ordre de 20%.

Une étude expérimentale sur des fémurs cadavériques (Schileo et al., 2008) a montré la performance d'un critère de déformation principale maximale par rapport à deux critères basés sur les contraintes (critère de Von Mises et critère de contrainte principale maximale). Selon les auteurs de l'étude, la performance accrue d'un critère de défaillance exprimé en déformations versus des critères exprimés en contraintes est en partie attribuable au fait qu'une relation empirique doit être utilisée pour déterminer les limites élastiques du matériau : cette relation introduit une incertitude sur les valeurs de contraintes qui n'est pas présente pour les déformations limites, puisque ces dernières sont basées sur l'observation expérimentale directe.

Le critère de déformation principale maximale semble donc indiqué pour évaluer les risques de fractures du tissu osseux dans une simulation par éléments finis. Bien que sa performance ne soit pas optimale, il est plus performant que les critères basés sur les contraintes, notamment la contrainte de Von Mises. En raison du fait que les déformations limites en tension ($\epsilon_1^{\text{limite}}$) sont différentes de celles en compression ($\epsilon_3^{\text{limite}}$), ce critère de défaillance prend souvent dans la littérature la forme d'un « risque de fracture » (RF) :

$$RF = \max \left\{ \left| \frac{\varepsilon_1}{\varepsilon_1^{limite}} \right|, \left| \frac{\varepsilon_3}{\varepsilon_3^{limite}} \right| \right\} \quad (1.1)$$

où ε_1 est la déformation principale en tension et ε_3 est la déformation principale en compression.

Plusieurs études récentes utilisent ce type de critère de défaillance lorsque le but recherché est l'évaluation du risque de rupture du matériau osseux. Dickinson, Taylor et Browne (2010) et Dickinson et al. (2010) ont notamment utilisé le RF pour prédire la taille des zones susceptibles de fracturer en cas de chute pour un patient ayant une prothèse de resurfaçage de hanche.

1.4.1.3 Méthodes de modélisation fréquemment employées

Une première méthode couramment employée (ex. : McNamara et al. (1994), Watanabe et al. (2000) et Goetzen et al. (2005)) pour la modélisation du fémur est l'utilisation d'un fémur générique (le plus souvent un fémur composite ou un fémur numérique tiré de sites publics²) séparé en deux zones de matériaux différents : os spongieux et os cortical. Des propriétés mécaniques linéaires élastiques et isotropes sont ensuite attribuées aux deux matériaux. La géométrie fémorale est donc bien reproduite, mais l'attribution des propriétés du matériau est plus grossière, et ne tient compte ni de l'anisotropie, ni de la distribution non homogène des propriétés dans l'os trabéculaire.

Une deuxième méthode moins fréquente est l'utilisation d'un fémur personnalisé à matériau inhomogène (ex. : Reggiani et al. (2007), aussi appelé fémur spécifique au patient. La reconstruction 3D du fémur est réalisée par tomodensitométrie quantifiée (QCT), ce qui permet d'acquérir à la fois une géométrie et une distribution de la densité osseuse. Les images obtenues par tomodensitométrie sont d'abord segmentées, et la structure 3D est reconstruite à l'aide du nuage de points ainsi constitué. L'analyse de l'intensité lumineuse

² Par exemple, <http://www.ulb.ac.be/project/vakhum/> ou <http://www.biomedtown.org>

des pixels permet ensuite d'attribuer une densité et un module d'Young locaux (les méthodes sont décrites à la section 1.4.1.4). Le modèle ainsi obtenu est un fémur personnalisé du patient, dont la densité et le module d'Young sont réglés pour chaque élément individuellement. Cette méthode permet de tenir compte de la distribution non homogène des propriétés de l'os trabéculaire, mais pas de son anisotropie.

Une comparaison entre ces deux méthodes de modélisation et un fémur cadavérique a été effectuée par Taddei et al. (2006) : ils en ont conclu que si l'allure générale des contraintes externes dans le fémur générique à matériaux isotropes était semblable à celle du fémur personnalisé, il existe certaines différences locales importantes entre les mesures expérimentales et les mesures numériques du fémur générique. Le fémur personnalisé semble mieux prédire les contraintes surfaciques de l'os cadavérique. Bien que l'étude n'inclue pas les contraintes internes ou celles à la surface du canal médullaire, il est probable que les mêmes différences existent, et que donc le fémur personnalisé permette une meilleure représentation des contraintes internes.

1.4.1.4 Méthodes d'assignation des propriétés mécaniques personnalisées

L'assignation des propriétés mécaniques personnalisées à partir d'images médicales de tomodensitométrie consiste à évaluer la densité osseuse en un point dans l'espace à partir de l'atténuation linéaire du voxel occupant cet espace. Une fois la densité osseuse obtenue, une relation est appliquée pour estimer le module d'Young. Le résultat final est une distribution non uniforme des propriétés mécaniques de l'os.

Dans le cas de la couche mince d'os cortical recouvrant la tête fémorale, la taille des voxels relativement à l'espace occupé par le tissu implique qu'un voxel pourrait contenir de l'information provenant à la fois du tissu cortical et des tissus environnants. L'approximation des propriétés mécaniques du tissu cortical à l'aide de tomodensitométrie n'est donc pas indiquée puisque la densité radiologique ne peut être estimée correctement.

En l'absence d'un fantôme sur les images médicales, une approximation est la plupart du temps utilisée pour transformer le nombre Hounsfield (HU) en densité radiologique³. Cette approximation consiste tout simplement à assumer que le nombre HU est égal à la densité radiologique. En présence d'un fantôme, ce sont les pastilles de ce fantôme qui sont utilisées pour établir une relation linéaire entre le nombre HU et la densité radiologique.

Une fois la densité radiologique obtenue, elle doit être convertie en densité apparente⁴, quelquefois en densité effective⁵. Il existe deux méthodes pour ce faire : la première consiste à utiliser une relation entre la densité apparente et la densité minéralogique tirée de la littérature basée sur des résultats expérimentaux, et la deuxième à assumer un ratio densité apparente / densité minéralogique⁶ constant. La deuxième méthode est illustrée à la figure 1.9 : on suppose qu'à 0 HU, le voxel ne contient que du fluide (de l'eau), dont la densité effective est de 1 g/cm^3 et la densité apparente de 0 g/cm^3 , puisque le fluide ne contribue pas à la rigidité mécanique. On suppose également que l'os cortical, qui a un HU élevé, est suffisamment compact pour ne contenir aucun fluide : sa densité effective est alors égale à sa densité apparente. Les droites tirées entre les points ainsi obtenus sont les relations nombre HU – densité apparente / effective avec ratio densité apparente / densité minéralogique, et sont couramment employées dans la littérature.

³ Densité radiologique : densité du composant minéral de l'os, estimée à partir d'un CT-scan

⁴ Densité apparente: poids / volume de l'échantillon osseux après qu'il ait été débarrassé de ses fluides, afin de ne tenir compte que de la portion du matériau ayant une contribution à sa rigidité mécanique

⁵ Densité effective : poids / volume de l'échantillon osseux, incluant les fluides

⁶ Densité minéralogique : densité du composant minéral de l'os, mesurée en brûlant l'échantillon osseux à haute température pour en éliminer tout composant autre que le composant minéral

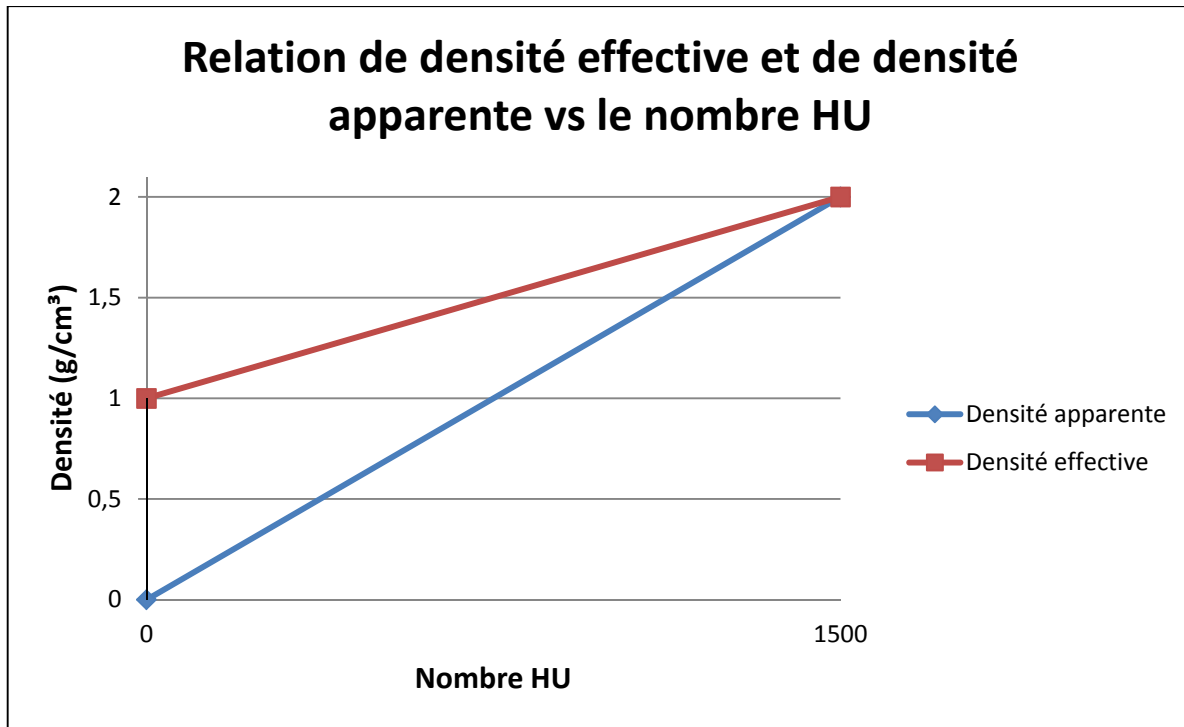


Figure 1.9 Relations de densité effective et apparentes selon le nombre HU
(valeurs tirées de l'étude de Peng et al. (2006))

Une fois la densité apparente établie, une relation densité – module d'Young est utilisée pour établir les propriétés personnalisées. Ces relations existent en grand nombre dans la littérature.

1.4.1.5 Conclusion

L'os trabéculaire s'apparente à un matériau poreux et hétérogène dont les propriétés mécaniques peuvent être estimées à partir de la densité du tissu. Les critères de défaillance applicables à ce matériau sont basés sur la déformation plutôt que sur la contrainte, plus spécifiquement sur les déformations principales.

Dans les analyses par éléments finis d'implants orthopédiques, deux méthodes de modélisation sont fréquemment employées : un fémur composite à propriétés homogènes est

utilisé, ou un fémur personnalisé à propriétés inhomogènes estimées à partir de la densité du tissu. Cette deuxième méthode nécessite l'utilisation d'images médicales provenant d'un patient, mais permet une meilleure approximation des contraintes et déformations que le fémur composite.

1.4.2 Ostéointégration des implants et interfaces

Il existe plusieurs définitions de l'ostéointégration, dont voici deux exemples :

Définition mécanique de l'ostéointégration : interface os-implant qui présente une résistance aux chargements en cisaillement ainsi qu'à ceux en traction (Steinemann et al., 1986).

Définition clinique de l'ostéointégration : fixation rigide cliniquement asymptomatique qui se maintient lors de l'application de chargements fonctionnels, tels la marche, la montée et descente d'escaliers, les activités quotidiennes normales (Albrektsson et al., 1988).

Dans tous les cas, il est entendu que l'ostéointégration résulte d'un processus complexe de cicatrisation résultant de l'interaction entre la surface de l'implant et le milieu cellulaire dans lequel il est plongé, incluant les stimuli mécaniques (Brunski, 1990). Les sections suivantes s'intéresseront donc d'abord au phénomène de différenciation cellulaire qui mène à l'ostéointégration, puis aux divers modèles de l'interface os-implants; un modèle multiphasique sera d'abord examiné, puis quelques modèles phénoménologiques seront présentés. Enfin, les interfaces os-ciment et ciment-implant seront brièvement décrites, et quelques modèles phénoménologiques concernant ces deux interfaces seront présentés.

1.4.2.1 Ostéointégration des implants et remodelage

L'ostéogénèse (processus par lequel se forme le tissu osseux) à la surface des implants est une réaction des ostéocytes et ostéoblastes à la présence d'un matériau étranger. C'est un

phénomène de cicatrisation qui s'apparente à la guérison des fractures osseuses (Carter et Giori, 1990). La première étape est la formation d'un hématome en surface de l'implant; des médiateurs chimiques agissent sur les vaisseaux sanguins et tissus avoisinants et la cavité entre l'implant et les tissus osseux se remplit de fluides extracellulaires, de protéines, de macrophages, etc. La deuxième étape est la formation d'un tissu mésenchymateux : ce tissu pluripotentiel peut se différencier en os, en cartilage, en tissu fibreux ou en fibrocartilage (voir figure 1.10). La troisième étape est la transformation progressive en os minéralisé, ou sa transformation en chondrocytes et en cartilage ou fibrocartilage (Davies, 1991). Le remodelage osseux, processus de réorganisation du tissu osseux entraîné par le stimulus mécanique, ajuste la densité de l'os par résorption ou apposition locale.

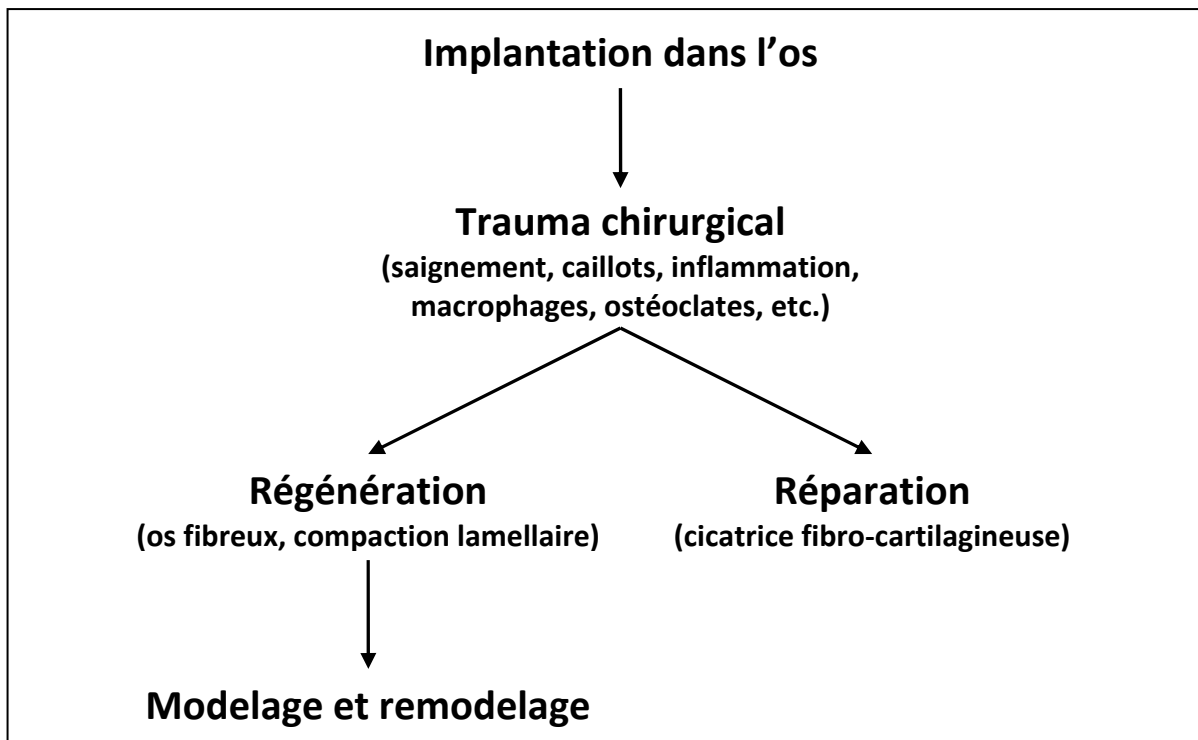


Figure 1.10 Représentation schématique du processus d'ostéointégration
(adapté de Brunski (1990))

1.4.2.2 Stabilité primaire et secondaire

La stabilité primaire d'un implant est sa stabilité à court terme, la qualité de sa fixation juste après son implantation. Par opposition, la stabilité secondaire est la stabilité à plus long terme, la qualité de la fixation après qu'un certain laps de temps se soit écoulé et que le processus de cicatrisation et d'ostéointégration de l'implant soit terminé (Kassi et al., 2005). La stabilité est habituellement quantifiée à l'aide des micromouvements à l'interface; plus ceux-ci sont élevés, plus l'implant est instable.

La stabilité secondaire d'un implant dépend du type de tissu qui se forme à l'interface entre l'os et l'implant : si cette interface est constituée de cartilage fibreux plutôt que de tissu osseux, les forces ne sont plus transmises de la même manière à l'os environnant et il y a mouvement relatif entre les deux surfaces (voir figure 1.11). Un consensus existe dans la littérature pour dire qu'une bonne stabilité primaire est essentielle à l'ostéointégration des implants (ex. : Kassi et al. (2005), Pancanti, Bernakiewicz et Viceconti (2003). Des valeurs de 30 à 50 μm sont généralement acceptées comme une valeur limite en dessous de laquelle le tissu formé à l'interface sera de l'os (ex. : Pilliar, Lee et Maniopoulos (1986), Bragdon et al. (1996), Moreo et al. (2007). Pour des valeurs supérieures à 150 μm , c'est une couche de tissu fibreux qui sera vraisemblablement formée (Bernakiewicz et Viceconti, 2002; Orlik, Zhurov et Middleton, 2003). La différenciation cellulaire en l'un ou l'autre tissu détermine donc le niveau de stabilité biomécanique d'un implant.

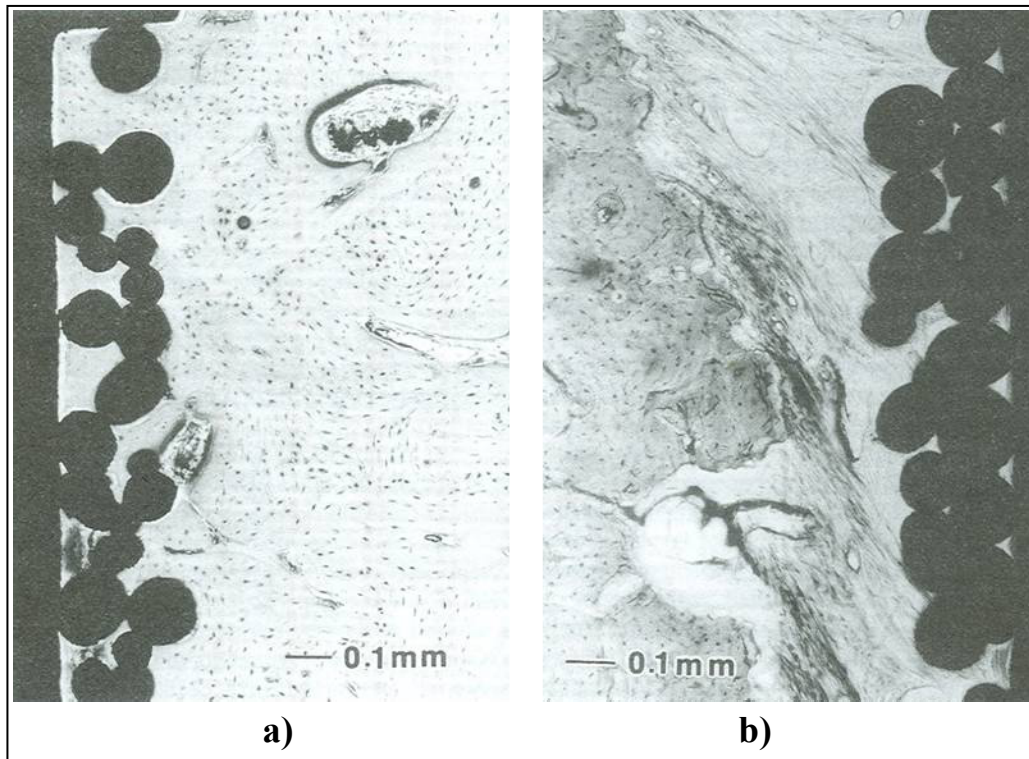


Figure 1.11 Deux types d'interfaces os-implant
 a) interface ostéointégrée b) interface fibreuse
 (adapté de Brunski (1990))

1.4.2.3 Modèles phénoménologiques de l'interface os-implant

Un bon modèle phénoménologique⁷ d'interface devrait être capable de reproduire les phénomènes de différenciation cellulaire selon l'environnement mécanique, au moins en partie, puisqu'ils ont un effet sur la rigidité de la fixation et donc sur la stabilité à long terme de l'implant et la transmission des charges vers le fémur. L'effet des conditions initiales de contact doit également être pris en compte; un implant press-fit n'amène pas le même type de fixation osseuse qu'un implant poreux ou couvert de revêtement ostéoconducteur (Song, Beaupré et Goodman, 1999).

⁷ Modèle phénoménologique: modèle basé sur l'observation des phénomènes, sur les données de l'expérience, qui tente de reproduire les observations

Plusieurs facteurs sont à considérer pour déterminer la qualité d'une interface os-implant. Il y a d'abord son niveau de minéralisation; s'il s'agit d'une interface de fibrocartilage, celle-ci est nulle et ce type de matériau transmet très mal les chargements. S'il s'agit d'une interface plus minéralisée, il faut déterminer si elle est homogène ou hétérogène; la présence d'un anneau de tissu minéralisé autour de l'implant et de zones plus minéralisées que d'autres entraîne des concentrations de contraintes. Ce type d'arrangement est donc moins stable qu'une interface minéralisée homogène (Swider et al., 2006).

La modélisation par éléments finis des interfaces est habituellement réalisée à l'aide d'éléments de type contact (ex. : Mandell et al. (2004), Goetzen et al. (2005), Taylor (2006)). Ces éléments se présentent sous trois formes; nœud-nœud, nœud-surface et surface-surface. Certaines études se sont attardées à comparer leurs performances respectives (Viceconti et al., 2000), d'autres à leurs paramètres (effet de la rigidité normale, la rigidité tangentielle, l'algorithme de contact utilisé, etc. sur les micromouvements à l'interface, voir Bernakiewicz et Viceconti (2002)), et d'autres à l'évolution de ces paramètres avec le temps et l'ostéointégration ou le descellement progressif de l'implant (Orlik, Zhurov et Middleton, 2003). Ces éléments contacts sont basés sur la mécanique de contact classique (contact Hertzien, notamment) et décrivent très bien le contact frictionnel sans adhésion correspondant à l'interface non-ostéointégrée. Par contre, ces éléments ne permettent que de prendre en compte deux situations extrêmes : une interface complètement ostéointégrée ou complètement descellée.

D'autres méthodes de modélisation des interfaces os-implant incluent l'utilisation de maillage continu (souvent appelé interface complètement collée, par exemple : Weinans, Huiskes et Grootenboer (1993), Akay et Aslan (1996)), ou d'éléments interface semblable à ceux utilisés pour modéliser la délamination dans les matériaux composites (Moreo et al., 2007). Ces méthodes, bien que plus complexes à utiliser que les interfaces par éléments contact (qui sont automatisés dans les logiciels commerciaux d'éléments finis), offrent l'avantage de pouvoir modéliser des comportements intermédiaires de l'interface (ostéointégration partielle, ostéointégration locale, etc.). Ils peuvent également être évolutifs

et tenir compte du taux de réparation de l'interface, comme c'est le cas pour les études de Moreo et al. (2007) et Fernandes et al. (2002).

1.4.2.4 Modèles phénoménologiques de l'interface os-ciment

L'interface os-ciment est créée par la pénétration du ciment osseux dans la couche superficielle d'os trabéculaire dénudé lors de l'implantation. Sur une profondeur de quelques millimètres (Maher et McCormack, 1999), le ciment osseux infiltre les interstices de l'os poreux (phénomène appelé interdigitation); une étude a démontré une corrélation entre cette profondeur d'interdigitation et la résistance ultime de l'interface (Mann et al., 1991). Cette interface est fréquemment modélisée comme étant complètement collée (ex. : Mann et al. (1995), Jeffers et al. (2007)), mais Moreo et al. (2006) ont développé un élément interface basé sur des travaux antérieurs de Clech, Keer et Lewis (1985). Ces deux modèles utilisent une zone cohésive pour modéliser l'interface : cette zone possède une loi de comportement en cisaillement et une autre en tension/compression. Une variable d'endommagement d sert à quantifier le niveau de dommage de l'interface, et peut évoluer positivement ou négativement selon les taux de réparation et endommagement de l'interface. À l'instar des modèles par éléments interfaces présentés dans la section précédente, ces modèles sont donc capables de représenter les comportements intermédiaire de l'interface (ostéointégration partielle, locale, etc.).

1.4.2.5 Interface ciment-implant et manteau de ciment

L'interface ciment-implant n'implique aucune adhésion chimique entre les deux surfaces de matériaux (Nuño et Amabili, 2002). Cette interface dépend plutôt d'une adhésion frictionnelle, engendrée par les contraintes résiduelles présentes dans la couche de ciment (Mann et al., 1991). Ces contraintes découlent de la phase de polymérisation exothermique du ciment osseux : le ciment osseux se solidifie à une température supérieure à celle de l'environnement pour ensuite subir une contraction thermique (Nuño, Madrala et Plamondon, 2008). Le fait de ne pas tenir compte de ces contraintes résiduelles entraîne la sous-

estimation des contraintes dans le manteau de ciment (Nuño et Amabili, 2002; Nuño et Avanzolini, 2002), ce qui peut mener à des conclusions erronées concernant la stabilité à long terme de l'implant.

L'endommagement progressif du manteau de ciment est un sujet assez fréquemment traité dans la littérature (ex. : Pérez et al. (2006), Jeffers et al. (2007), Cristofolini et al. (2007)). Les matériaux utilisés comme ciment osseux sont du polyméthylméthacrylate (PMMA), qui est soumis à un endommagement par fatigue au cours de la vie de la prothèse. L'épaisseur de ce manteau de ciment a également une incidence sur sa durée de vie (Cristofolini et al., 2007).

L'effet du type d'interface utilisé dans les modélisations de PTH cimentées a fait l'objet de quelques études (ex. : Harrigan et Harris (1991), Mann et al. (1995), Hung et al. (2004)). Mann et al. (1995) ont comparé une interface parfaitement collée (l'élément modélisant l'interface possède les mêmes propriétés que les éléments sous-jacents) et une interface frictionnelle (l'élément modélisant l'interface obéit à des relations contraintes-déformations conformes au modèle de friction de Coulomb), cette dernière étant considérée comme plus réaliste que l'interface collée. Leurs résultats ont permis de constater que les contraintes maximales dans le manteau de ciment proximal augmentaient de 95% quand une interface frictionnelle était utilisée, et que ces contraintes étaient au-delà de la limite en fatigue du ciment osseux utilisé, ce qui démontre la pertinence d'utiliser un modèle frictionnel pour l'interface ciment-implant. D'autres auteurs ont effectué le même type de comparaisons et en sont arrivés à des conclusions semblables (Harrigan et Harris, 1991; Hung et al., 2004).

1.4.2.6 Conclusion

Le phénomène d'ostéointégration des implants est un processus de guérison osseuse au terme duquel une interface capable de transférer la charge se forme entre l'implant et l'os. La stabilité de l'implant dépend de la nature de cette interface et est habituellement quantifiée à l'aide des micromouvements à l'interface.

Les méthodes de modélisation traditionnelles (éléments contacts) permettent de modéliser certaines interfaces os-implant et os-ciment, mais ne permettent pas la modélisation des phénomènes d'endommagement progressif ou d'ostéointégration. Des modèles plus développés existent pour ce faire, mais leur utilisation demeure limitée dans la littérature.

1.4.3 Remodelage osseux

Les modèles de remodelage osseux modernes sont dérivés de la loi de Wolff, énoncée en 1892, et qui stipule que les travées osseuses de l'épiphyse fémorale sont orientées selon les lignes de force dans le fémur. C'était la première fois qu'un lien était fait entre chargement mécanique et morphologie fémorale; cela implique également que le fémur serait une structure optimisée.

Les modèles de remodelage osseux se déclinent sous trois formes : les modèles mécaniques, les modèles biochimiques et les modèles mécanobiologiques, qui incorporent à la fois des notions mécaniques et biochimiques. Comme les modèles biochimiques sont difficilement applicables à la prédiction des variations de densité causées par la déviation des contraintes, ils ne seront pas abordés dans cette section.

1.4.3.1 Modèles mécaniques

Les modèles mécaniques de remodelage osseux se déclinent sous deux formes principales : les modèles isotropes, et ceux qui tiennent compte de l'anisotropie de l'os. Parmi les très nombreux modèles présents dans la littérature, les plus importants ont été sélectionnés et sont présentés dans les sections suivantes : celui de Huiskes, celui de Carter ainsi que les modèles anisotropes de Stanford et de Doblaré.

Modèles isotropes

Huiskes et al. (1987) ont mis au point un modèle phénoménologique de remodelage basé sur la densité volumique d'énergie de déformation mécanique (U) comme stimulus mécanique. La relation entre le taux d'adaptation et le stimulus mécanique n'est pas linéaire; on y a introduit une zone latente, i.e. une plage de stimulation autour de l'état homéostatique pour laquelle il n'y a pas de remodelage. Le modèle sous cette forme a été appliqué par éléments finis à un fémur initialement de densité et de module d'Young uniforme, avec U_{ref} (U de référence) la moyenne observée sur tous les éléments de ce fémur initial (Huiskes et al., 1987). Le résultat final a une allure générale semblable à la densité apparente observable sur un véritable fémur.

Ce modèle a également été appliqué avec la densité massique d'énergie de déformation (Weinans, Huiskes et Grootenboer, 1992) : la morphologie finale semble donner un meilleur résultat qu'avec le stimulus précédemment utilisé. Cette dernière mouture a été appliquée aux fémurs implantés avec une ATH et une densité U_{ref} (U de référence pour laquelle il n'y a pas de remodelage) localement spécifique et calculée à partir du fémur contra-latéral (Van Rietbergen et al., 1993). Le modèle canin utilisé dans cette étude reproduisait assez bien le résultat final de remodelage, mais pas le cheminement transitoire.

La particularité du modèle de Carter, Fyhrie et Whalen (1987) est l'utilisation d'un stimulus mécanique basé sur une contrainte effective. Cette contrainte effective est calculée à partir de différents cas de chargements représentant des activités quotidiennes : une somme pondérée est calculée en fonction de la fréquence d'occurrence de chaque chargement et de la vie en fatigue sous ce chargement. La réponse à ce stimulus est spécifique localement. Le stimulus mécanique est divisé en contrainte hydrostatique et de cisaillement. Cette étude permet de démontrer que l'historique de chargement joue un rôle majeur dans le contrôle de la biologie des tissus conjonctifs. Le modèle de Carter a été appliqué à un modèle par éléments finis du fémur proximal (Carter, Orr et Fyhrie, 1989) : malheureusement, la distribution de densité apparente qui semblait raisonnable aux premières itérations diverge dès la 7^{ième} avec l'apparition de gradients importants.

Modèles anisotropes

Le tenseur tissu (Cowin, 1985) sert à décrire l'anisotropie de l'os : il est obtenu à partir de la distribution et la forme des porosités. Il s'agit donc d'une façon de traduire mathématiquement la texture et l'organisation des trabécules dans l'os spongieux. Les variations de densité et de tenseur tissu expliquent de 72 à 94% de la variance observée dans les propriétés élastiques de l'os trabéculaire (Turner et al., 1990), et ce également pour des os ostéoporeux (Homminga et al., 2003).

Dans un article de Turner (1992), on couple ce tenseur tissu avec un critère d'optimalité de la structure osseuse : l'adaptation fonctionnelle de cette structure aurait pour objectif ultime de maintenir un niveau uniforme de déformations. Pour ce faire, l'os spongieux altère sa structure et réoriente ses trabécules dans la direction des déformations principales.

Le modèle de Doblaré est une formulation anisotrope d'un modèle phénoménologique de remodelage osseux utilisant le tenseur tissu et la mécanique d'endommagement des milieux continus (CDM). Un tenseur de remodelage, analogue au tenseur de dommage⁸ de la CDM, est proposé pour caractériser l'état de la microstructure homogénéisée de l'os (Doblaré et Garcia, 2002) : ce tenseur, basé sur le tenseur tissu et la densité apparente, est associé thermodynamiquement à un autre tenseur décrivant le stimulus mécanique. Le modèle a également été appliqué à un fémur proximal conjointement avec une méthode appelée CAO pour le remodelage externe (Garcia, Martinez et Doblaré, 2001) et sur des fémurs implantés avec des tiges fémorales d'ATH (Doblaré et Garcia, 2001; Doblaré, Garcia et Cegonino, 2002) : il parvient à reproduire plusieurs effets observables cliniquement, notamment le léger élargissement de la paroi corticale dans la partie distale et la résorption osseuse autour de l'implant, particulièrement dans la région proximale. Le modèle parvient non seulement à atteindre un équilibre directionnel semblable à la morphologie de la tête fémorale, mais également à prédire le ratio d'anisotropie. Cette prédiction est en accord qualitatif avec les résultats expérimentaux de la littérature (ex. : Reilly et Burstein (1974), Ashman et al.

⁸ Pour une description du tenseur de dommage de la CDM, voir annexe I

(1984), Katz et Meunier (1987)), et permet d'affirmer que le modèle est au moins partiellement validé.

Modélisation des phénomènes transitoires

Une étude de Hart (1990) a évalué l'effet d'utiliser une apposition « instantanée » d'os cortical minéralisé. Le modèle de remodelage à la base de cette étude est celui de Cowin et Van Buskirk (1979), qui suppose de connaître des constantes de taux de remodelage à chaque point de la surface, et qui vise à atteindre une déformation constante dans l'os. Les auteurs utilisent trois relations densité-module d'Young et deux relations de la densité en fonction de l'âge de l'os apposé, ce qui permet de tester en tout 7 relations module d'Young-âge de l'os apposé (la 7^{ième} correspond à l'hypothèse généralement utilisée d'os immédiatement mature de densité maximale). L'une des conclusions importantes de cette étude est que la relation module d'Young-âge de l'os apposé ($E(t)$) n'a aucun effet sur la forme géométrique finale du modèle : l'hypothèse d'os instantanément mature semble donc acceptable si seul l'état final est d'intérêt. Le comportement transitoire est par contre grandement affecté. Ce type de réponse a été observé par d'autres auteurs dans le cas d'études in vitro portant sur le remodelage de surface (Goodship, Lanyon et McFie, 1979; Rubin et Lanyon, 1984).

1.4.3.2 Modèles mécanobiologiques

Prendergast et Taylor (1994) ont mis au point un modèle phénoménologique de remodelage basé sur l'accumulation de dommage mécanique dans l'os. Un facteur de sécurité basé sur la probabilité de fracture et le coût métabolique de maintien et de croissance de l'os est inclus dans une fonction objective qui doit être minimisée pour obtenir l'état homéostatique. La probabilité de fracture est régulée par le dommage mécanique infligé à l'os : même en situation homéostatique, une certaine quantité de dommage est attendue, le stimulus mécanique étant le surplus imposé par un chargement à ce taux de dommage homéostatique. Le taux de réparation est déterminé par l'état de contrainte homéostatique, ce qui permet une zone de remodelage nul lorsque le taux de dommage mécanique est égal au taux de

réparation. Ce modèle inclut donc à la fois le stimulus mécanique (taux d'endommagement) et le stimulus physiologique (taux de réparation).

Le modèle de Stanford (Beaupré, Orr et Carter, 1990a) est un développement important dans la littérature traitant du remodelage osseux. Ce nouveau modèle, de type phénoménologique et applicable autant au remodelage interne qu'externe, est dépendant du temps. Autre nouveauté, le niveau de stimulation nécessaire au maintien de la masse osseuse provient d'influences systémiques et de la biochimie locale : il est donc possible d'avoir des réactions différentes à un même stimulus mécanique selon la localisation de l'os et sa fonction. La notion d'attracteur du système est introduite dans le modèle, ce qui permet d'émettre l'hypothèse d'un quasi-équilibre recherché par l'os. Le taux de remodelage de surface est caractérisé par une courbe multilinéaire semblable à celle du modèle de Huiskes : le même type de courbe est modulé par la densité de surface osseuse et la densité maximale avant d'être appliquée au remodelage interne. Ce modèle a été appliqué par les auteurs de l'étude sur un fémur proximal (Beaupré, Orr et Carter, 1990b). Dans cette étude, seul le remodelage interne a été simulé, la géométrie externe a été considérée comme permanente. Les résultats obtenus sont semblables à la morphologie du fémur. L'utilisation d'une zone latente dans le modèle ne change pas l'allure globale des résultats, mais les zones de raréfaction d'os sont moins étendues.

Dans le but d'établir un modèle mécanobiologique du remodelage osseux, le groupe de Huiskes a couplé le stimulus mécanique dérivé de l'énergie de déformation à un signal biochimique dont la nature n'est pas précisée (Huiskes et al., 2000). Les auteurs sont ainsi parvenus à mettre au point un modèle de remodelage trabéculaire permettant la prédiction de la géométrie poreuse de ce type d'os, et ce sur des modèles 2D et 3D (Ruimerman et al., 2005).

1.4.3.3 Conclusion

En résumé, quelques théories et modèles de remodelage osseux ont été présentés dans le cadre de cette section. Cet échantillonnage n'est qu'un bref aperçu des techniques de modélisation employées dans la littérature, mais il s'agit des principaux modèles utilisés dans le cadre d'évaluation numérique d'implants orthopédiques.

1.4.4 Conditions frontières

Les conditions frontières habituellement utilisées pour l'évaluation préclinique des implants de hanche consistent en une fixation à la mi-diaphyse du fémur suivie de l'application des forces de contact de la hanche, dont le calcul est basé sur le principe de la balance de Pauwels (voir figure 1.12). Un certain nombre de forces musculaires sont ensuite ajoutées; ce nombre atteint rarement trois muscles (Colgan et al. (1994) trouve seulement 5 études modélisant des muscles autres que les abducteurs, 3% des cas modélisent 3 muscles ou plus selon (Cristofolini, 1997)). La plupart de ces cas de chargements sont donc des représentations simplifiées qui excluent les muscles antagonistes ou regroupent les forces en résultantes. Ces conditions sont faciles à reproduire en laboratoire et sont fréquemment utilisées dans l'évaluation expérimentale des implants (ex. : Decking et al. (2006), Gotze et al. (2002), Viceconti, Toni et Giunti (1995)).

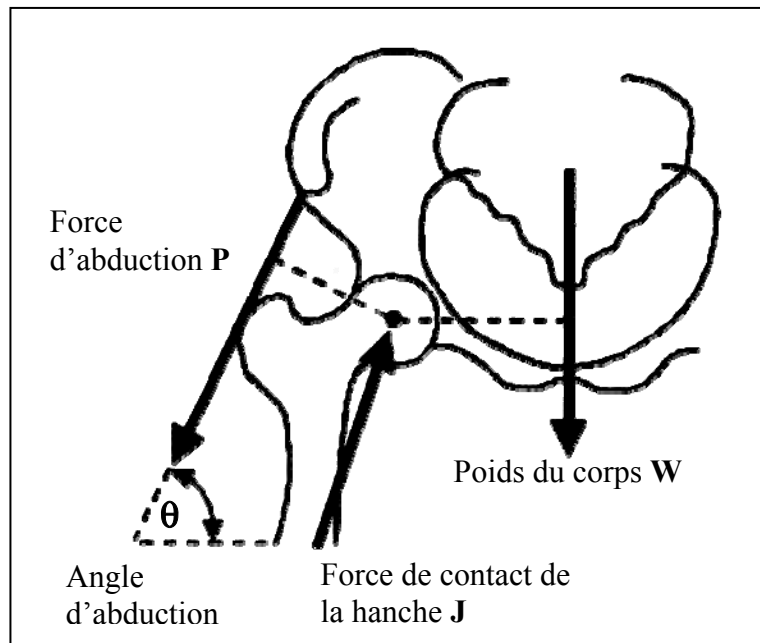


Figure 1.12 Balance de Pauwels (adapté de Poitout (2004))

Au moins une étude a conclu que ces chargements simplifiés représentent adéquatement les forces observables *in vivo* (Stolk et al., 2002), mais plusieurs autres en sont arrivées à la conclusion que la distribution des déformations dans le fémur était fortement influencée par les forces simulées (Colgan et al., 1994; Cristofolini et al., 1996; Simoes et al., 2000). Par exemple, le muscle *tensor fascia lata* agit comme une bande de tension et réduit la déflexion centrale du fémur lorsque ce dernier est sollicité en flexion, comme illustré sur la figure 1.13. L'omission de cette force musculaire affecte donc la forme géométrique finale du fémur, et il est permis de penser que le même raisonnement peut s'appliquer à d'autres forces musculaires. Pour reproduire *in vitro* une distribution plus physiologique des contraintes de l'os, il est donc nécessaire d'inclure plusieurs de ces forces musculaires, et elles doivent balancer les réactions induites dans les articulations (Colgan et al., 1994; Speirs et al., 2007). Puisque les contraintes et déformations de l'os sont à la base des stimuli mécaniques utilisés dans les modèles de remodelage osseux, ce calcul est également affecté par le nombre de muscles modélisés (Bitsakos et al., 2005).

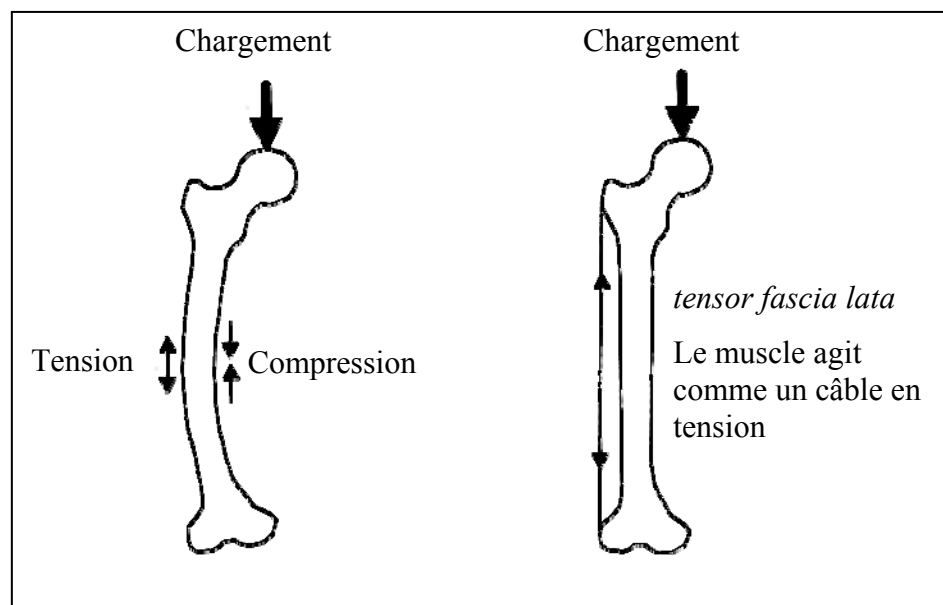


Figure 1.13 Effet du muscle tensor fascia lata sur l'os fémoral sollicité en flexion
(adapté de Poitout (2004))

À l'aide d'un modèle musculo-squelettique à l'échelle, van der Ploeg et al. (2012) ont montré que l'utilisation de la force de contact de la hanche seule surestimait les contraintes de 150% en comparaison avec un cas de chargement physiologique. L'inclusion des muscles du haut du fémur et une fixation à la mi-diaphyse ont permis une reproduction adéquate du cas physiologique avec modèles de fémurs complet, justifiant ainsi l'utilisation de ce type de conditions frontières dans les études par éléments finis.

1.5 Conclusion

Dans le cadre de ce chapitre, une revue de la littérature et des connaissances a été présentée, afin de permettre au lecteur de comprendre la problématique clinique reliée aux composantes fémorales de resurfaçage de la hanche lorsqu'une extension de la fixation est désirée par le chirurgien. Une revue des méthodes de modélisation par éléments finis employées en évaluation des implants orthopédiques a également été présentée afin de dresser l'état de l'art dans ce domaine. Cette revue des méthodes de modélisation a notamment montré certaines des limites des méthodes actuelles. Cette revue des connaissances ayant permis

l'identification de lacunes dans les outils d'évaluation numérique des implants orthopédiques, des objectifs peuvent être énoncés : ces objectifs de la thèse sont détaillés au prochain chapitre.

CHAPITRE 2

OBJECTIFS ET MÉTHODOLOGIE

2.1 Le matériau biomimétique

Comme mentionné dans la section 1.3.5.2, le chirurgien désire pour certains patients une fixation plus distale de la composante fémorale de resurfaçage et en cimente la tige, entraînant une déviation des contraintes dans la tête et le col fémoral. Dans le but de remédier aux problèmes potentiels d'ostéopénie de décharge consécutifs à cette déviation des contraintes, l'utilisation d'un matériau biomimétique dont les propriétés mécaniques sont proches de celles de l'os cortical diaphysaire est proposée (Campbell et al., 2008). Le matériau considéré dans le cadre de ce projet est un composite de fibres de carbone avec une résine de polyamide 12 (CF/Pa12), dont la biocompatibilité a été démontrée en laboratoire (Dimitrievska et al., 2008; Dimitrievska et al., 2009; Hacking et al., 2010). Ce matériau a été utilisé pour fabriquer une tige fémorale d'ATH de forme anatomique (Campbell, Bureau et Yahia, 2008), et des études par éléments finis ont démontré son potentiel de réduction de la déviation des contraintes, notamment dans la zone calcaire (zone située dans le cortex médial, juste sous la ligne de coupe de l'ostéotomie nécessaire à une ATH), dans le cadre de cette application (Bougherara et al., 2007; Bougherara, Bureau et Yahia, 2010; Caouette, Yahia et Bureau, 2011).

Ce matériau composite biomimétique sera utilisé comme matériau de base pour faire le design d'une tige non cimentée : cette tige remplacerait la tige métallique fixée par cimentation d'un implant de resurfaçage actuellement utilisé en clinique (Durom™, de Zimmer). Une composante fémorale avec cette tige biomimétique pourrait permettre la fixation de la tige en diminuant la déviation des contraintes dans la tête et le col fémoral; cette hypothèse sera évaluée numériquement dans le cadre de la présente thèse.

2.2 Objectifs

L'évaluation préclinique numérique du design du nouvel implant biomimétique requiert l'évaluation des phénomènes de déviation des contraintes (l'os est sous-contraint en raison de la présence d'un implant métallique) et d'ostéopénie de décharge mécanique (résorption osseuse consécutive à la déviation des contraintes). L'objectif principal de la présente thèse sera donc la mise au point d'outils numériques, notamment pour l'évaluation de l'ostéopénie de décharge mécanique par la modélisation de l'état de contraintes et déformations dans l'os et du remodelage osseux qui s'ensuit. Puisque la tige dans sa version non fixée ne participe pas au transfert de charges vers le fémur, il n'y a aucun avantage à en changer le matériau si elle n'est pas fixée à l'os. La nouvelle tige modélisée sera donc faite de composite biomimétique et recouverte d'hydroxyapatite (HA) de manière à en faciliter l'ostéointégration. L'évaluation de l'ostéointégration de cette tige sera réalisée par la mise au point d'une méthode de modélisation des interfaces à transfert de charge os-implant et os-ciment capable de simuler ce phénomène. Ces outils (méthode de modélisation de l'ostéopénie de décharge mécanique et méthode de modélisation des interfaces à transfert de charge) seront appliqués au design du nouvel implant biomimétique.

Plus spécifiquement, trois objectifs ont été identifiés :

- 01) Mise au point d'un outil d'évaluation de l'ostéopénie de décharge mécanique par l'intermédiaire de la mise en œuvre d'un modèle de remodelage osseux qui soit adapté à l'os trabéculaire présent dans la tête fémorale et susceptible de subir une résorption osseuse consécutive à la décharge mécanique.
- 02) Évaluation de l'effet de la méthode de modélisation des interfaces de transfert de charge sur l'état de contraintes et déformations dans l'os de la tête fémorale, afin d'identifier les lacunes à combler des méthodes traditionnelles de modélisation.

- 03) Mise au point d'une méthode de modélisation des interfaces de transfert de charge os-implant qui permette la modélisation de l'ostéointégration progressive afin d'évaluer la capacité de fixation osseuse de la nouvelle tige en composite de l'implant.

La mise au point de ces outils d'évaluation préclinique numérique permettra l'évaluation du design du nouvel implant à tige biomimétique.

2.3 Organisation de la thèse

La présente thèse est construite autour de trois articles traitant de la modélisation du remodelage osseux et des interfaces de transfert de charge. Dans un premier temps, les modèles ÉFs ainsi que les analyses préliminaires ayant servi à leur mise au point sont présentés au chapitre 3.

La méthode des éléments finis est utilisée pour évaluer l'efficacité du matériau biomimétique à réduire la déviation des contraintes et conséquemment l'ostéopénie de décharge dans la tête et le col fémoral, dans le cas où la tige biomimétique est fixée. Cette évaluation fait l'objet du chapitre 4, qui est constitué de l'article intitulé « Anisotropic Bone Remodeling of a Biomimetic Metal-On-Metal Hip Resurfacing Implant ».

L'une des limites de la méthode utilisée dans l'article du chapitre 4 est la modélisation des interfaces de transfert de charge, qui sont constituées de contacts surface à surface de type collés ou frictionnels. L'article du chapitre 5, intitulé « Influence of the Interface Modeling Method on Load Transfer in A Hip Resurfacing Arthroplasty for Different Stem Fixation Scenarios », vise à évaluer l'effet de la méthode de modélisation des interfaces de transfert de charge et des phénomènes connexes comme la présence de contraintes résiduelles attribuables à la polymérisation du ciment osseux sur les déformations dans la tête et le col fémoral, pour différents scénarios de fixation de la tige.

Afin d'évaluer les résultats obtenus pour l'implant biomimétique, il est primordial d'évaluer correctement les risques de descellement aseptique et le potentiel d'ostéointégration des implants modélisés. C'est pour cette raison que la modélisation de l'interface os-implant doit être réellement représentative du phénomène biologique. Un nouvel élément interface a été mis au point : cet élément permet de modéliser les phénomènes d'endommagement progressif et d'ostéointégration des interfaces os-ciment et os-implant. Ce nouvel élément fait l'objet des chapitres 6 et 7 : le chapitre 6 en détaille la mise au point et les propriétés, et le chapitre 7 est constitué de l'article intitulé « A New Interface Element with Progressive Damage and Osseointegration for Modeling of Interfaces in Hip Resurfacing », qui traite de l'évaluation numérique du potentiel d'ostéointégration de la tige biomimétique d'un implant de resurfaçage de la hanche à l'aide du nouvel élément interface.

CHAPITRE 3

MODÈLES GÉOMÉTRIQUES ET ANALYSES PRÉLIMINAIRES

L'atteinte des objectifs cités au chapitre 2 nécessite la création de modèles ÉF dont la mise au point requiert certaines analyses préliminaires. Ces analyses, ainsi que la description des modèles ÉFs, font l'objet du présent chapitre. La modélisation géométrique sera d'abord abordée, suivie par la construction des modèles ÉFs. Une courte description du modèle de remodelage osseux choisi ainsi que des conditions frontières appliquées sont ensuite présentées. Finalement, l'étude de convergence des maillages et la validation des modèles closent le chapitre.

3.1 Modélisation géométrique

Les modèles géométriques ont été mis au point à partir de modèles qui existaient déjà au laboratoire : ces modèles avaient été utilisés dans le cadre d'un projet de maîtrise (Desmarais Trépanier, 2008). La segmentation des images de tomodensitométrie avait déjà été réalisée, ainsi que la reconstruction géométrique du fémur. Les repères anatomiques avaient également été identifiés, et le positionnement de l'implant avait déjà été réalisé et validé. La description faite ici de ces modèles est relativement brève; le lecteur est invité à consulter le mémoire de maîtrise ci-haut mentionné pour de plus amples détails.

3.1.1 Fémur spécifique au patient

Un fémur spécifique au patient a été utilisé. Une série d'images de tomodensitométrie a d'abord été acquise en milieu hospitalier sur un patient destiné à recevoir une prothèse de resurfaçage. Les images ont été segmentées pour en isoler l'os fémoral, qui a ensuite été reconstruit dans le logiciel CatiaV5 (Dassault Systèmes, Vélizy-Villacoublay Cedex, France). Des repères anatomiques ont été identifiés sur la géométrie (axe diaphysaire, axe cervical, plan frontal, centroïde de la tête fémorale, etc). Le positionnement de ces repères a été validé

par deux chirurgiens (Drs Pascal-André Vendittoli et Martin Lavigne), et a servi à créer les systèmes de coordonnées pour l'application des chargements et le positionnement des images de résultats.

3.1.2 Implantation

La composante fémorale d'un implant de resurfaçage de type Durom™ (Zimmer, Warsaw, IN, USA) a été modélisée selon les spécifications du fabricant. La taille de l'implant (diamètre de 52 mm) a été choisie par les chirurgiens et son positionnement a ensuite été validé par ces mêmes chirurgiens. Lors d'un projet précédent (Desmarais Trépanier, 2008), une implantation à 5° en valgus a été jugée comme étant la position optimale : c'est ce positionnement qui a été utilisé dans tous les modèles ÉFs.

Après que le positionnement de l'implant ait été validé, la surface osseuse de la tête fémorale a été réséquée à l'aide d'un modèle de l'outil de résection dont la taille correspondait à celle de l'implant choisi. Puis, une couche de ciment osseux a été modélisée entre l'implant et l'os.

Quatre géométries ont ainsi été obtenues : un modèle d'os sain, un modèle d'implant Durom™ avec tige non fixée, un modèle d'implant Durom™ avec tige cimentée et un modèle d'implant Durom™ avec tige fixée. Ces modèles sont illustrés à la figure 3.1.

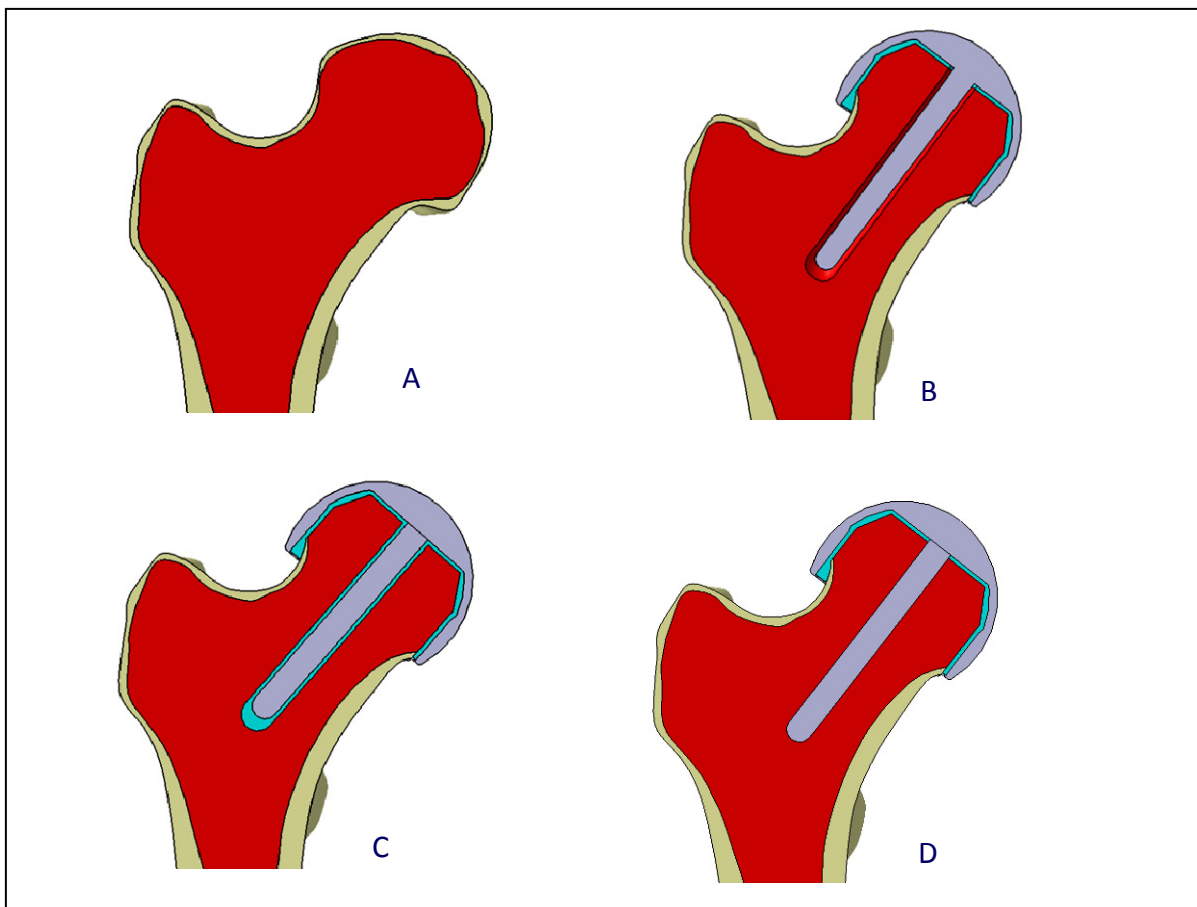


Figure 3.1 Illustration des quatres modèles géométriques
 A) fémur sain B) implant Durom™ avec tige non fixée C) implant Durom™ avec tige cimentée D) implant Durom™ avec tige fixée.

3.2 Construction des modèles par éléments finis

Une fois la géométrie construite, elle est transférée du logiciel Catia vers le logiciel d'éléments finis Ansys (Ansys Inc, Canonsburg, USA) par l'intermédiaire du format STEP. Les modèles par éléments finis peuvent ensuite être construits : c'est l'opération décrite dans les sections suivantes. Le maillage sera d'abord décrit, puis les propriétés mécaniques, ainsi que la modélisation des interfaces de transfert de charge et les conditions frontières appliquées.

3.2.1 Étude de convergence des maillages

Dans la littérature, les modèles utilisés pour l'évaluation par éléments finis de prothèses de resurfaçage de hanche ont des tailles d'éléments variant de 1,5 (Ong et al., 2006) à 5 mm (Radcliffe et Taylor, 2007b). Afin d'établir plus précisément la taille de maillage nécessaire à la présente étude, des maillages dont la taille variait de 1 à 6 mm ont donc été utilisés. Deux versions du mailleur d'Ansys (v11 et v12) ont été utilisées, ainsi que les options de topologie virtuelle de la v12, qui ont permis d'obtenir des maillages uniformes de meilleure qualité dans la tête fémorale. Le maillage de 2 mm v12 est utilisé comme solution de référence. L'étude de convergence des maillages n'a été effectuée que sur le modèle de fémur sain en raison du temps de calcul plus faible de ce modèle.

Afin de mieux discerner l'effet de la taille du maillage sur les déformations, deux axes ont été tracés sur la vue de coupe de la distribution de la déformation compressive (ϵ_3) présentée à la figure 3.2 (cette vue de coupe est placée perpendiculairement au plan frontal et orientée selon l'angle de l'axe cervical). L'axe 1 est l'axe cervical et traverse la zone de plus fort gradient identifiée sur le modèle. L'axe 2 est perpendiculaire à l'axe 1 et a été positionné de manière à traverser également la zone de plus fort gradient

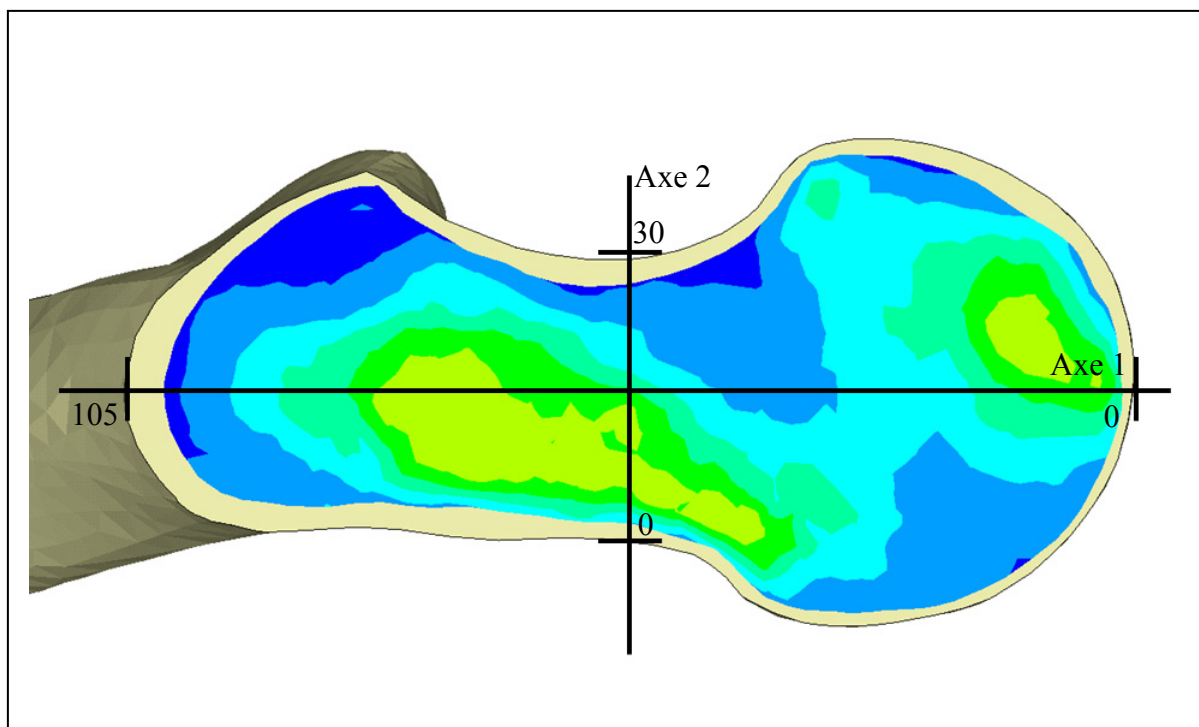


Figure 3.2 Schéma de positionnement des deux axes utilisés pour l'évaluation des contraintes (sur vue de coupe transverse de la distribution de la déformation compressive (ϵ_3) pour le maillage de 1 mm).

La figure 3.3 présente l'erreur moyenne sur les axes 1 et 2 (le maillage de 2 mm v12 est le maillage de référence), pour les maillages de 1 à 6 mm v11, ainsi que pour le maillage de 3 mm v12. Ces maillages sont identifiés sur l'abscisse par le nombre d'éléments total dans le maillage (N_{elems}) afin de permettre une comparaison directe entre eux. Le maillage de 3 mm v12, avec une erreur moyenne inférieure à 1% pour les deux axes, est plus précis que le maillage 2 mm v11, en plus d'offrir un temps de calcul inférieur. Les maillages ont été réalisés avec le mailleur v12 et une taille de 3 mm pour l'os trabéculaire.

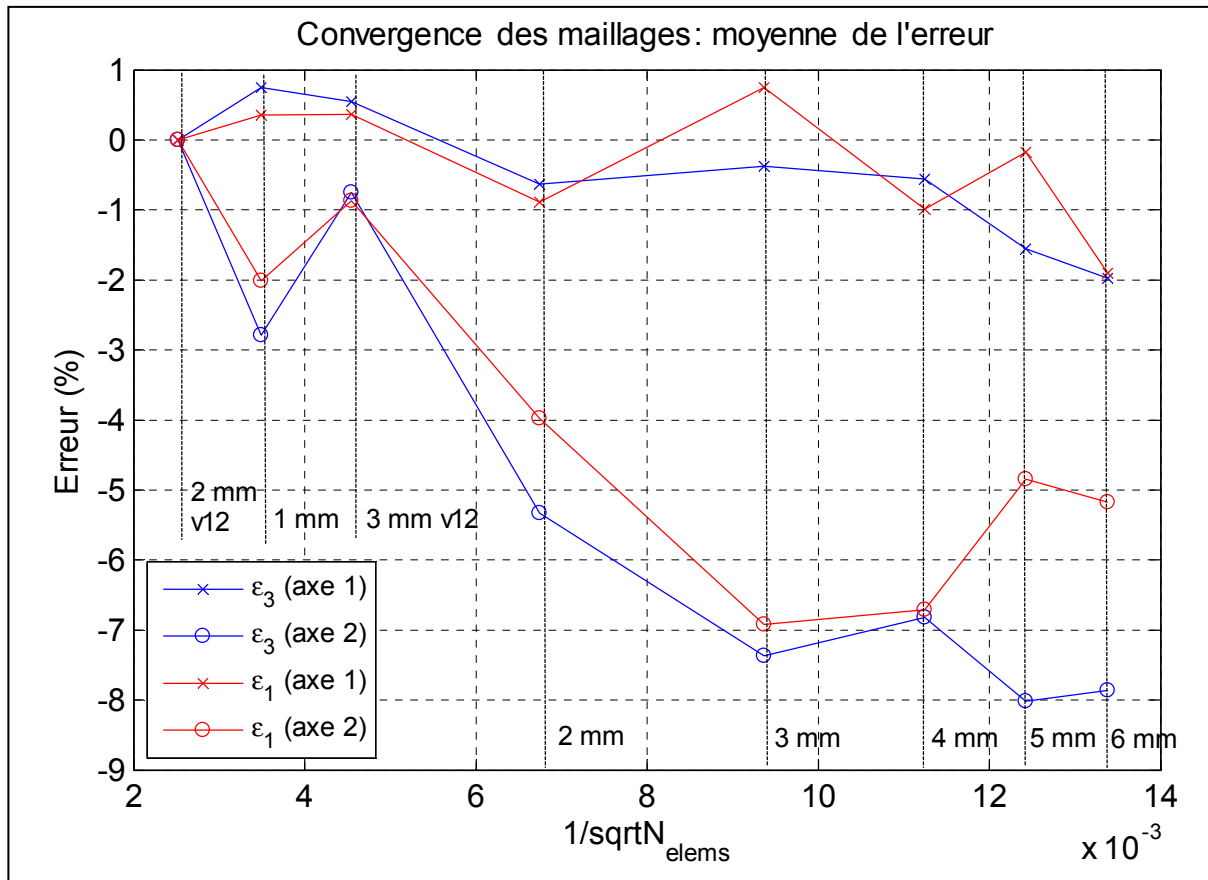


Figure 3.3 Courbe de convergence de l'erreur moyenne sur les axes 1 et 2 pour les maillages de 1 à 6 mm et pour le maillage à 3 mm v12, avec le maillage 2 mm v12 comme référence

Quant au maillage dans le reste du fémur, il est de moindre importance car plus éloigné de la zone d'analyse. Comme le modèle converge, à la fois en contrainte et en déplacement, pour les maillages les plus grossiers, un maillage de 5 mm est jugé adéquat et sera utilisé. Les maillages ainsi obtenus (voir figure 3.4) comprennent entre 155 et 170 000 nœuds et de 115 à 130 000 éléments (incluant 16-19 000 éléments contact). Les maillages solides sont constitués d'éléments structurels tétraédriques quadratiques (éléments SOLID187 de Ansys).

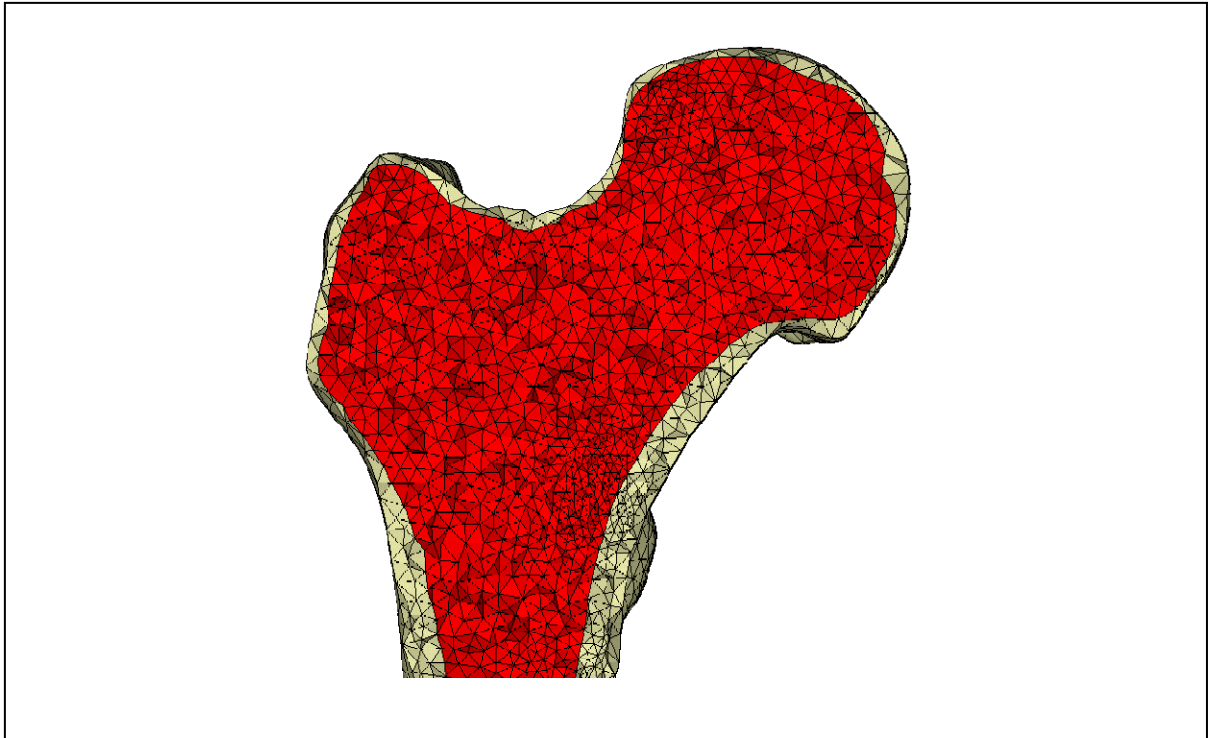


Figure 3.4 Aperçu des maillages obtenus : vue de coupe frontale du maillage du fémur sain

3.2.2 Propriétés des matériaux utilisées

Les propriétés mécaniques utilisées dans les modèles ÉF sont décrites au tableau 3.1. Ces propriétés sont pour la plupart tirées de la littérature. Le matériau composite de l'implant biomimétique fait exception à cette règle : ses propriétés et la manière dont elles ont été obtenues sont détaillées à la section 3.2.2.1. La section 3.2.2.2 décrit quant à elle la méthode d'assignation des propriétés de l'os trabéculaire.

Tableau 3.1 Propriétés mécaniques utilisées dans les modèles ÉFs

	Module d'Young (GPa)	Coefficient de Poisson	Densité (g/cm³)
Implant (partie métallique)	210 ¹	0,3 ¹	-
Implant (tige biomimétique)	25	0,3	-
Ciment osseux	2,07 ²	0,3 ²	-
Os cortical	17 ³	0,3 ³	2,0 ³
Os spongieux	0,5 – 6 ⁴	0,3 ⁴	0,1 – 2,1 ⁴

¹Valeur tirée du standard ISO 5832-12

²Valeur tirée de Yang et al. (1997)

³Valeur tirée de Taylor et al. (1996)

⁴Distribution personnalisée tirée des relations de Rho, Hobatho et Ashman (1995), voir section 3.2.2.2

3.2.2.1 Propriétés du matériau composite biomimétique

Les propriétés mécaniques du matériau composite biomimétique (voir figure 3.5) ont été caractérisées dans le cadre d'un projet de maîtrise (Caouette, 2007). Le matériau est orthotrope et linéaire élastique lorsque les déformations sont petites (inférieures à 0,4%). Ce mémoire a conclu que les propriétés en compression dépendent uniquement des paramètres du procédé de moulage (température, pression de moulage et temps de maintien de la pression) et que l'orientation des fibres n'affecte pas le module d'Young en compression ($E^{\text{compression}}$). Ce module d'Young a été mesuré à 10 GPa pour le procédé de moulage optimisé tel que décrit dans Campbell et al. (2008).

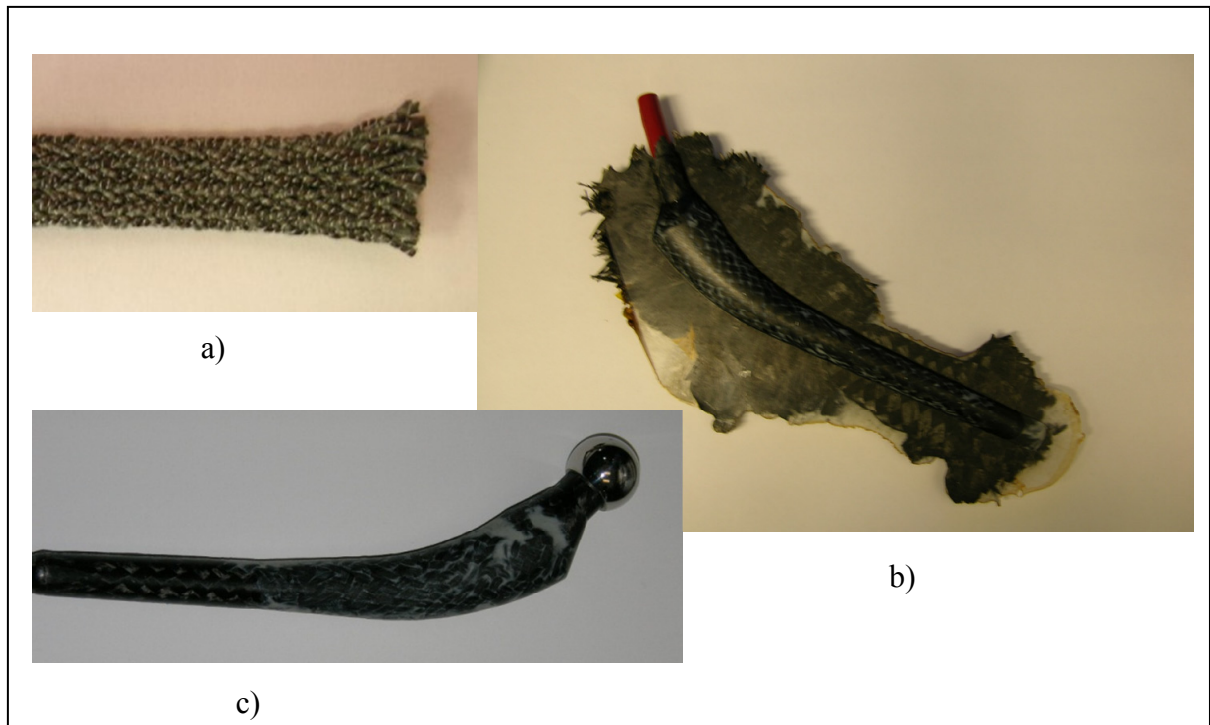


Figure 3.5 Matériau composite biomimétique utilisé pour fabriquer une tige fémorale
 a) à l'état brut b) après un premier moulage avec vessie gonflable
 c) après un deuxième moulage, état final

Les propriétés mécaniques en traction (E_1 , E_2 , ν_{12} , G_{12}) ont également été examinées dans le cadre des travaux de Caouette (2007). Contrairement aux propriétés en compression, les propriétés en traction sont affectées par l'orientation des fibres du matériau. Par contre, l'effet disparaît avec l'augmentation du nombre de plis du laminé, et le matériau se comporte alors comme un isotrope transverse ($E_1 = E_2$, avec $E = 45$ GPa). Pour le nombre de plis nécessaires (6) à la construction des tiges fémorales biomimétiques qui constituaient le cœur de ce travail (épaisseur finale de 3 mm), les propriétés en traction sont indépendantes de l'orientation des plis.

Les propriétés hors plan étant relativement difficiles à évaluer sur le composite, ces valeurs ont d'abord été évaluées par la loi des mélanges⁹, puis pondérées pour tenir compte du fait

⁹ Loi des mélanges : $E_{\text{composite}} = E_{\text{fibre}} v_{\text{fibre}} + E_{\text{matrice}}(1 - v_{\text{fibre}})$, où v_{fibre} est la fraction volumique de fibre dans le composite (tiré de Mallick (2008)). Cette loi suppose que chacune des couches du laminé est plate et

que les fibres sont orientées dans la direction de l'épaisseur. Le module d'Young est ainsi estimé à 10 GPa plutôt qu'à 1 GPa (valeur obtenue sur échantillons à deux plis lors des travaux de (Caouette, 2007)); les coefficients de Poisson ont été fixés à la même valeur que celle utilisée dans le plan. Les modules de cisaillement ont quant à eux été augmentés de 50% par rapport à la valeur rapportée pour G_{12} , qui était de 4 GPa. Les propriétés sont résumées au tableau 3.2.

Tableau 3.2 Propriétés mécaniques du composite biomimétique

Propriété	Valeur
$E_1^{\text{tension}}, E_2^{\text{tension}}$	45 GPa
$E_1^{\text{compression}}, E_2^{\text{compression}}$	10 GPa
ν_{12}, ν_{21}	0,44
G_{12}, G_{21}	4 GPa
E_3	10 GPa
ν_{13}	0,4
ν_{23}	0,4
G_{13}	6 GPa
G_{23}	6 GPa

Les propriétés non surlignées ont été mesurées en laboratoire
Les propriétés surlignées en gris sont estimées

Caractérisation des propriétés mécaniques hors plan

Le module élastique hors plan a été mesuré dans le cadre de ce projet, dans le but de valider les valeurs présentées au tableau 3.2. Comme il n'existe pas de norme ASTM (selon le guide d'essais sur les composites ASTM D 4762 - 01) pour mesurer la valeur du module d'Young dans la direction hors plan, une norme servant à la mesure de l'adhésion des revêtements a été utilisée (norme ASTM C 633 - 01, essai de pull-test).

Les échantillons requis pour cette norme sont de forme cylindrique (diamètre de 25 mm) et ont une épaisseur de 3 mm (même épaisseur que les échantillons utilisés pour produire les données du tableau 3.2) et sont collés entre deux pions métalliques (voir annexe II pour la méthodologie de collage et les courbes de résultats) qui servent de mors pour l'application d'une force de traction hors plan sur les échantillons. Les résultats de l'essai sont présentés au tableau 3.3.

Tableau 3.3 Résultats de l'essai de traction sur échantillons circulaires

E_3^{tension}	$15,7 \pm 7,7 \text{ GPa}$
Coefficient de corrélation	0,95

La valeur obtenue pour E_3^{tension} est supérieure à l'estimation présentée au tableau 3.2 (10 GPa), mais inférieure à la valeur de 45 GPa qui a été obtenue en tension dans les directions dans le plan. Le matériau composite biomimétique peut donc être considéré comme étant isotrope transverse, avec des valeurs en tension différentes de celles en compression.

Modélisation du matériau composite

Comme indiqué dans les sections précédentes, le matériau composite biomimétique est isotrope transverse si son épaisseur est suffisante ($> \sim 2 \text{ mm}$) et orthotrope en deça. Dans les deux cas, l'orientation des fibres dicte l'orientation des propriétés dans l'espace : sur une forme géométrique tridimensionnelle, les propriétés du matériau sont dépendantes du procédé de fabrication qui donne aux fibres leur orientation. Par conséquent, la modélisation exacte du composite biomimétique exige de connaître le procédé de fabrication de la pièce modélisée, afin d'en connaître l'orientation des fibres. Comme les tiges d'implants de resurfaçage formant le cœur du travail de la présente thèse ne sont pour le moment dotées que d'une existence virtuelle, il n'est pas possible d'en déterminer l'orientation des fibres, puisque les détails du procédé de fabrication restent à mettre au point.

Le matériau biomimétique est par conséquent modélisé par un matériau isotrope, bien que cette hypothèse ne corresponde pas aux propriétés des sections précédentes. Une valeur moyenne de 25 GPa est utilisée comme module d'Young : il s'agit d'une valeur moyenne entre l'élasticité en tension et celle en compression. Cette méthode a été validée mécaniquement lors des travaux de Caouette (2007) sur des tiges fémorales : le comportement en compression était sous-estimé, mais les comportements en tension et en flexion étaient relativement bien représentés.

3.2.2.2 Propriétés mécaniques de l'os

La présente section détaille le processus d'attribution des propriétés mécaniques personnalisées et non homogènes de l'os trabéculaire à partir des images CT-scan acquises en milieu hospitalier. Les diverses étapes sont décrites puis appliquées au cas présent. Les coefficients de corrélation entre le nombre HU et la densité ou le module d'Young de l'os cortical étant généralement plutôt faibles (voir Rho, Hobatho et Ashman (1995) en raison de l'effet de volume partiel, le module d'Young de l'os cortical est fixé à une valeur constante de 17 GPa et n'est pas concerné par la présente section.

Propriétés de l'os trabéculaire

L'établissement de la distribution personnalisée de densité apparente de l'os trabéculaire se fait à l'aide de l'équation 3.1 :

$$\rho_{apparente} = 0,0012 \cdot \rho_{QCT} + 0,17 \quad (3.1)$$

où $\rho_{apparente}$ est la densité apparente de l'os et ρ_{QCT} est la densité en nombre HU relevée sur l'imagerie tomodensitométrique.

Cette relation est tirée de la littérature (Lotz, Gerhart et Hayes, 1990). Une fois la distribution de densité apparente obtenue, elle peut être utilisée pour obtenir la distribution de modules

d'élasticité (voir section suivante). La distribution de densité apparente obtenue suite à l'application de la relation densité apparente – HU de l'équation 3.1 est présentée à la figure 3.6.

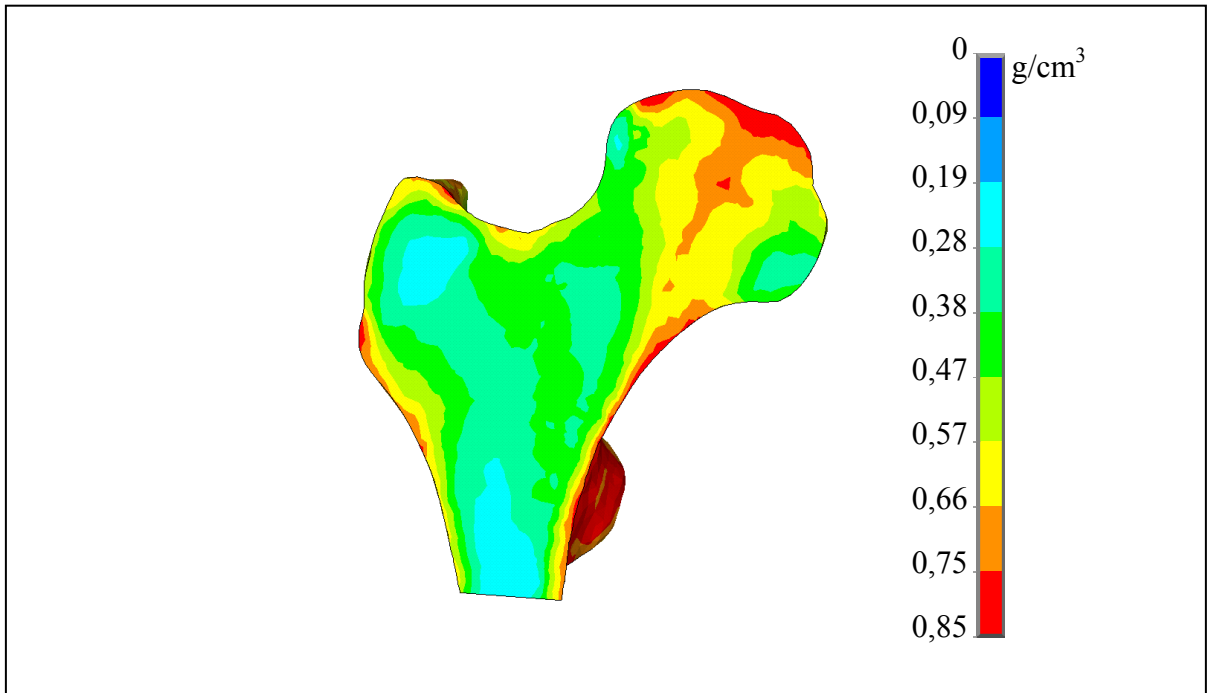


Figure 3.6 Vue de coupe de la distribution personnalisée de la densité apparente dans l'os trabéculaire de la tête fémorale

Une étude expérimentale de Morgan et Keaveny (2001) spécifie une densité apparente de $0,22 \pm 0,05 \text{ g/cm}^3$ pour l'échantillon A situé dans le grand trochanter (voir figure 3.7) et de $0,58 \pm 0,11 \text{ g/cm}^3$ pour l'échantillon B situé dans le col fémoral. L'analyse de la distribution de densité de la figure 3.6 révèle une densité apparente moyenne de $0,23 \pm 0,06 \text{ g/cm}^3$ pour la zone A et de $0,61 \pm 0,05 \text{ g/cm}^3$ dans la zone B, ce qui est très proche des valeurs expérimentales de l'étude de Morgan et Keaveny (2001). Puisque la distribution obtenue semble bien correspondre avec les données expérimentales, la distribution de densité personnalisée sera considérée comme valide.

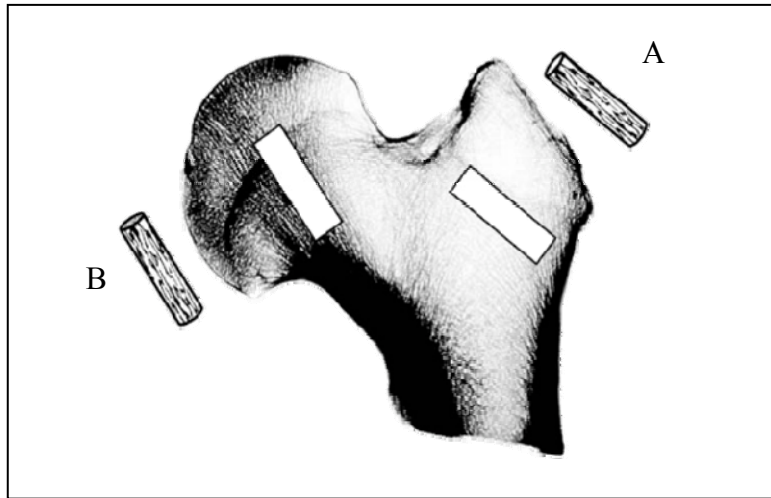


Figure 3.7 Positionnement des échantillons de l'étude de Morgan et Keaveny (2001)
 A) échantillons du grand trochanter B) échantillons de la tête fémorale
 (adapté de Morgan et Keaveny (2001), avec permission d'Elsevier)

Relation densité-module d'Young

Une fois la distribution de densité apparente établie, une relation est appliquée pour connaître les modules d'Young correspondant aux divers niveaux de densité apparente. Quelques relations ont été choisies pour fins de comparaisons : la relation de Wirtz et al. (2000) la relation de Rho, Hobatho et Ashman (1995), la relation de Couteau et al. (1998), ainsi que celle de Taylor (2006). Toutes ces relations sont présentées à la figure 3.8, représentées dans la zone de densité apparente correspondant à l'os trabéculaire de la tête fémorale ($0,1$ à $0,85 \text{ g/cm}^3$). Les points expérimentaux visibles sur la figure 3.8 (marqués par un *) sont tirés d'une étude expérimentale de Morgan et Keaveny (2001), constituée d'essais de traction / compression sur des échantillons cylindriques d'os trabéculaire fémoral. Les deux relations s'approchant au mieux de ces points sont celles de Rho, Hobatho et Ashman (1995) et de Taylor (2006) : avec une erreur relative moyenne de $10,5\%$, celle de Rho, Hobatho et Ashman (1995) approxime mieux les points que la relation de Taylor (2006) (erreur relative moyenne de $-17,8\%$). La relation de Rho, Hobatho et Ashman (1995) (voir équation 3.2) est donc retenue pour la création des distributions personnalisées d'os trabéculaire.

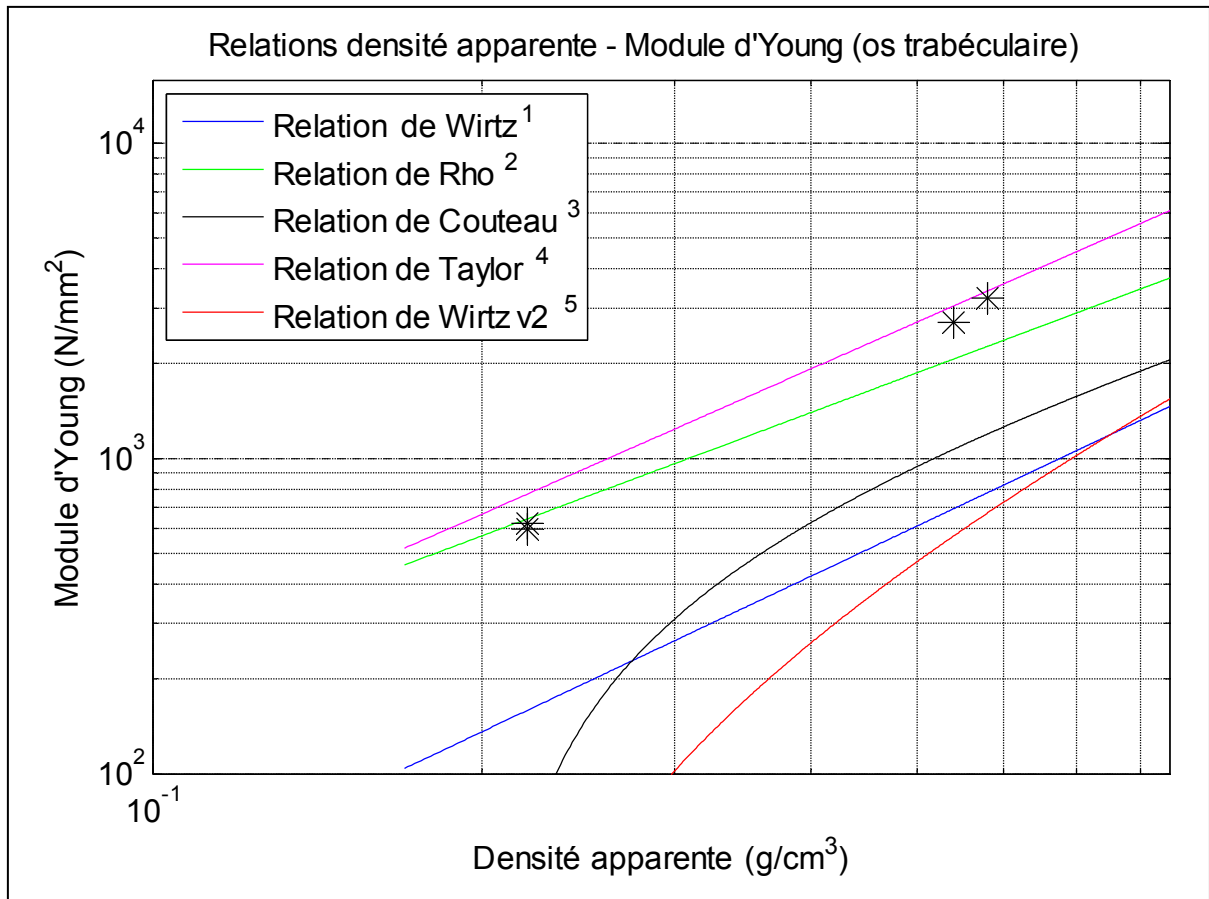


Figure 3.8 Relations module d'Young – densité apparente diverses trouvées dans la littérature et représentées dans la plage de densité apparente (0,1 - 0,85 g/cm³) correspondant à l'os trabéculaire de la tête fémorale

¹Wirtz et al. (2000), ²Rho, Hobatho et Ashman (1995), ³Couteau et al. (1998), ⁴Taylor (2006), ⁵Wirtz et al. (2000) avec ratio $\rho_{\text{apparente}}/\rho_{\text{minéralogique}}$ constant

$$E = 4607 \cdot \rho_{\text{apparente}}^{1,3} \quad (3.2)$$

La relation densité apparente – module d'Young de Rho, Hobatho et Ashman (1995) a été appliquée à la distribution de densité présentée à la figure 3.6; la distribution des modules d'Young résultant de cette application est présentée à la figure 3.9.

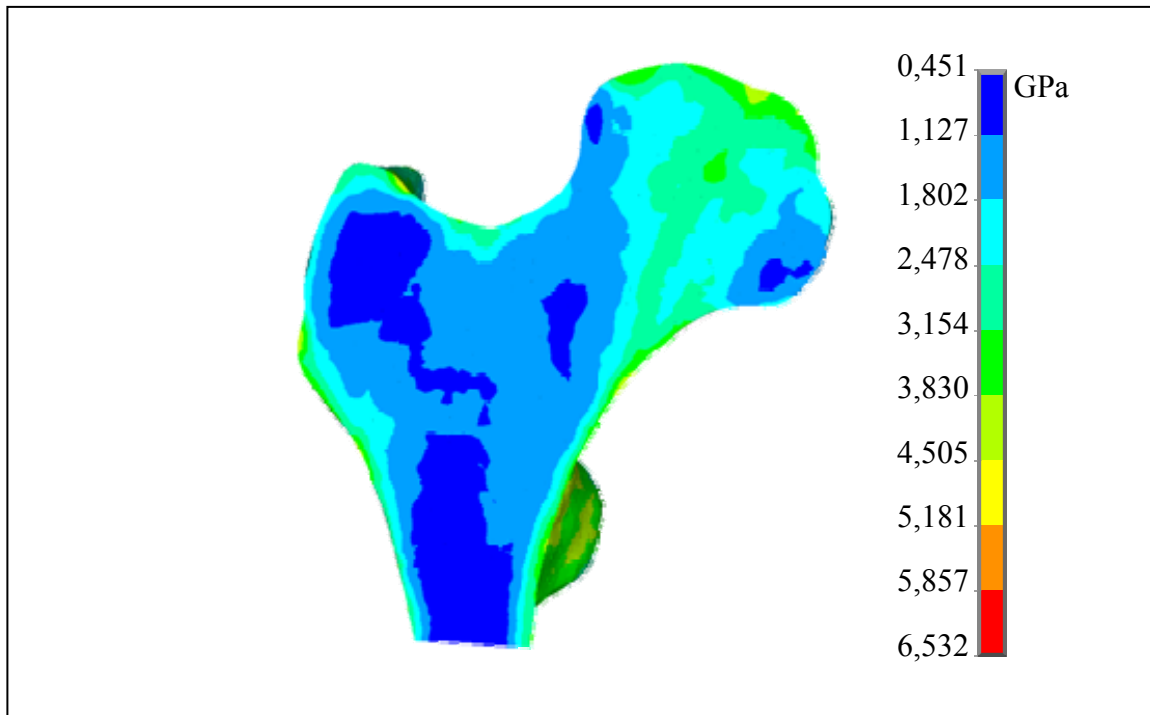


Figure 3.9 Distribution personnalisée du module d'Young dans l'os trabéculaire

Le module d'Young de la région de la tête fémorale se situe à l'intérieur d'une plage allant de 2,144 à 2,739 GPa; ceci est légèrement inférieur à la valeur rapportée par Morgan et Keaveny (2001) (3,230 GPa en compression) pour cette région; par contre, la région du grand trochanter, dont la valeur se situe entre 359 et 954 MPa, est beaucoup plus représentative de la valeur donnée par Morgan et Keaveny (2001) (622 MPa). Il est donc possible d'affirmer, malgré la différence observée dans la tête fémorale, que cette distribution de propriétés représente assez bien les résultats expérimentaux obtenus par Morgan et Keaveny (2001). De plus, la valeur expérimentale rapportée par Morgan et Keaveny (2001) concerne un échantillon orthotrope testé dans sa direction principale la plus forte; comme le matériau est isotrope dans les modèles ÉF, une valeur légèrement plus basse est acceptable.

Nombre de modèles de matériaux à utiliser

Le nombre de valeurs de module d'Young définies pour représenter l'os trabéculaire détermine l'intervalle entre chaque valeur de module d'Young, i.e. ce nombre de valeurs

règle la discrétisation de la modélisation du matériau. Une étude par éléments finis de Peng et al. (2006) s'est intéressée au nombre de valeurs de module d'Young requis pour obtenir une convergence adéquate du maillage de l'os trabéculaire de la tête fémorale. Cette étude a conclu que l'utilisation de 100 matériaux permettait d'atteindre une convergence inférieure à 1% sur le déplacement nodal maximal. Une plage de 100 matériaux a donc été utilisée dans les modèles ÉF des analyses préliminaires (étude de convergence des maillages, validation).

Puisque la convergence du maillage ne peut être atteinte si la convergence des matériaux est insuffisante (Perillo-Marcone, Alonso-Vazquez et Taylor, 2003) et que le nombre de matériaux n'influence pas le temps de calcul des modèles ÉF, une méthode d'assignation permettant l'utilisation d'une valeur de module d'Young unique pour chaque élément a été utilisée pour les modèles subséquents (tous les modèles dont les résultats sont inclus dans les articles font partie de cette catégorie).

3.2.3 Modélisation des interfaces

Certaines parties du modèle (implant, ciment, os) doivent être jointes par des éléments contact. Ces éléments contact doivent être paramétrés de manière adéquate afin que les résultats (notamment les micromouvements) soient bien représentés. Les paramètres utilisés dans les modèles sont résumés au tableau 3.4. Les contacts sont de type surface-à-surface et constitués de paires symétriques.

Tableau 3.4 Paramètres utilisés dans les diverses paires de contact

Solides impliqués		Type d'interface	Coefficient de friction
Os spongieux	Implant métallique	Frictionnelle	0,4 ¹
	Implant biomimétique	Collée	-
	Ciment osseux	Collée	-
Os cortical	Ciment osseux	Frictionnelle	0,4 ¹
	Implant	Frictionnelle	0,4 ¹
Ciment osseux	Implant	Collée	-

¹Valeur tirée de Taylor (2006)

La méthode de modélisation des interfaces a été modifiée entre les premiers modèles utilisés pour les analyses préliminaires et ceux des articles subséquents. Ces modifications sont décrites dans les articles qui forment les chapitres 5 et 7, et ne sont par conséquent pas abordées dans la présente section.

3.2.4 Conditions frontières

Le principal cas de chargement utilisé représente le toucher du talon au sol dans le cycle de marche : c'est le moment du cycle où la force de contact de la hanche est la plus élevée. Le cas de chargement est constitué d'une fixation du fémur à la mi-diaphyse et de deux forces, soit la force musculaire des abducteurs et la force de contact de la hanche. Le cas de chargement est tiré de l'étude de Bergmann et al. (2001) et est illustré à la figure 3.10. Il s'agit d'un des cas de chargement les plus fréquemment employés dans la littérature pour l'analyse par éléments finis de la hanche.

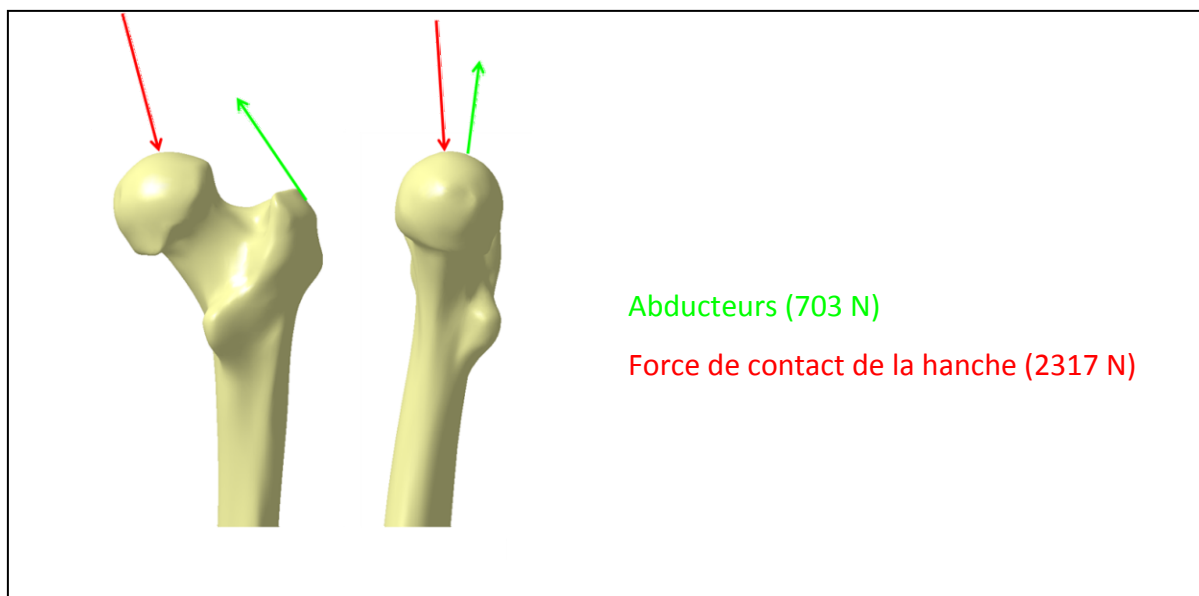


Figure 3.10 Cas de chargement utilisé dans les calculs

Les autres cas de chargement utilisés sont notamment l'abduction, l'adduction ainsi que la montée d'escalier et le repos. Tous ces cas de chargement sont constitués d'une fixation complète à la mi-diaphyse et de deux forces (force de contact de la hanche et force musculaire des abducteurs). Ces cas de chargement sont utilisés en conjonction avec le modèle de remodelage osseux (voir chapitre 4 pour détails) et le modèle d'interface ostéointégrable / dégradable (voir chapitre 7 pour détails).

3.3 Validation des modèles par éléments finis

Dans le cadre de cette section, la validation des modèles utilisés dans la présente thèse sera abordée. Les modèles concernés sont principalement ceux de l'article du chapitre 4, à l'exception du modèle avec tige biomimétique. Les études potentiellement utilisables pour la validation seront d'abord identifiées, puis une comparaison entre ces études et la présente étude sera présentée, suivie d'une discussion des résultats de la validation des modèles.

3.3.1 Études utilisables pour la comparaison

L'utilisation d'études tirées de la littérature pour effectuer la validation pose le problème de la comparabilité des études. En effet, si deux études numériques sont relativement faciles à comparer à l'aide des images de distributions de contraintes et déformations que la plupart des auteurs publient, il est beaucoup plus difficile de faire une comparaison précise avec une étude expérimentale ou clinique. Dans le cas des études expérimentales (ex. : Cristofolini et al. (2009)), elles utilisent soit des fémurs cadavériques ou composites; dans les deux cas il s'agit de géométries différentes de celle utilisée dans le cadre de la présente étude. De plus, le positionnement des jauges de déformations et autres capteurs est difficilement reproductible dans le modèle ÉF à moins d'avoir accès au montage expérimental : cette imprécision s'ajoute donc à toutes celles attribuables au positionnement de l'implant, à l'épaisseur de la couche de ciment, à la variation des géométries, à la reproduction des conditions frontières, etc. Quant aux études cliniques et celles examinant des explants (ex. : Morlock et al. (2006)), elles ne sont pas non plus considérées pour la validation, puisqu'elles ne présentent pas de données aisément comparables avec les modèles ÉFs. Les résultats seront plutôt comparés lors des analyses, afin de déterminer si les modèles ÉFs permettent de reproduire ou d'expliquer certains des comportements et détails observés dans ces études. Des études numériques seront donc utilisées pour la validation.

Parmi toutes les études numériques possiblement utilisables pour la validation des modèles, un choix a été fait. N'ont été conservées que les études publiées après 2000 qui concernent les implants de resurfaçage contemporains, et qui présentent des résultats sous forme de déformations. Ces études sont celles de Taylor (2006), de Ong et al. (2006) et de Gupta, New et Taylor (2006). Un point commun unit toutes ces études : elles n'ont pas été validées expérimentalement, ou si elles l'ont été, leurs auteurs n'en font pas mention. Il s'agit donc de modèles qui, comme dans le cas présent, ont été construits selon les règles de l'art, mais n'ont fait l'objet d'aucune validation expérimentale.

3.3.1.1 Étude de Ong

L'étude de Ong et al. (2006) utilise un modèle incluant le bassin et des muscles reliant l'os du bassin au fémur. Cette configuration rend le chargement plus complexe que celui utilisé dans la présente étude (qui utilise une fixation à mi-diaphyse avec la force musculaire des abducteurs et la force de contact de la hanche). La tête et le col fémoral étant exempts de points d'insertion de muscles ces deux régions ne devraient pas être trop affectées par ces différences (Polgar et al. (2003)). Les propriétés mécaniques sont semblables à celles de la présente étude ($E_{\text{os cortical}} = 18 \text{ GPa}$, $E_{\text{os trabéculaire}}$ basé sur tomodensitométrie). Comme l'étude de Ong et al. (2006) inclut un fémur sain, un fémur avec tige non fixée et un fémur avec tige cimentée, ces trois modèles peuvent être comparés avec leurs homologues de la présente étude.

La figure 3.11 présente une comparaison de la déformation équivalente (ϵ_{eqv}) dans l'os fémoral proximal entre l'étude de Ong et al. (2006) et la présente étude. La première différence notable est la zone de concentration de déformation située juste sous le grand trochanter (voir A sur la figure 3.11); en termes de valeur numérique, elle est plus importante et située légèrement plus haut pour l'étude de Ong que pour la présente étude. L'une des caractéristiques apparaissant suite à l'addition d'un implant est la concentration de déformations juste sous la jonction de l'os cortical et de l'implant (voir B dans la figure 3.11), aisément visible sur tous les modèles avec implants. Bien que les valeurs numériques ne soient pas les mêmes, la forme en demi-lune est bien reprise d'un modèle à l'autre. La troisième caractéristique notable est la zone de concentration de déformations située juste sous le bout de la tige de l'implant (voir C sur la figure 3.11). Elle apparaît bien sur les deux études, mais est plus importante numériquement dans le cas de l'étude de Ong et al. (2006). La rangée de trabécules orientées dans la tête fémorale est moins facile à distinguer sur le présent modèle que sur celui de Ong et al. (2006).

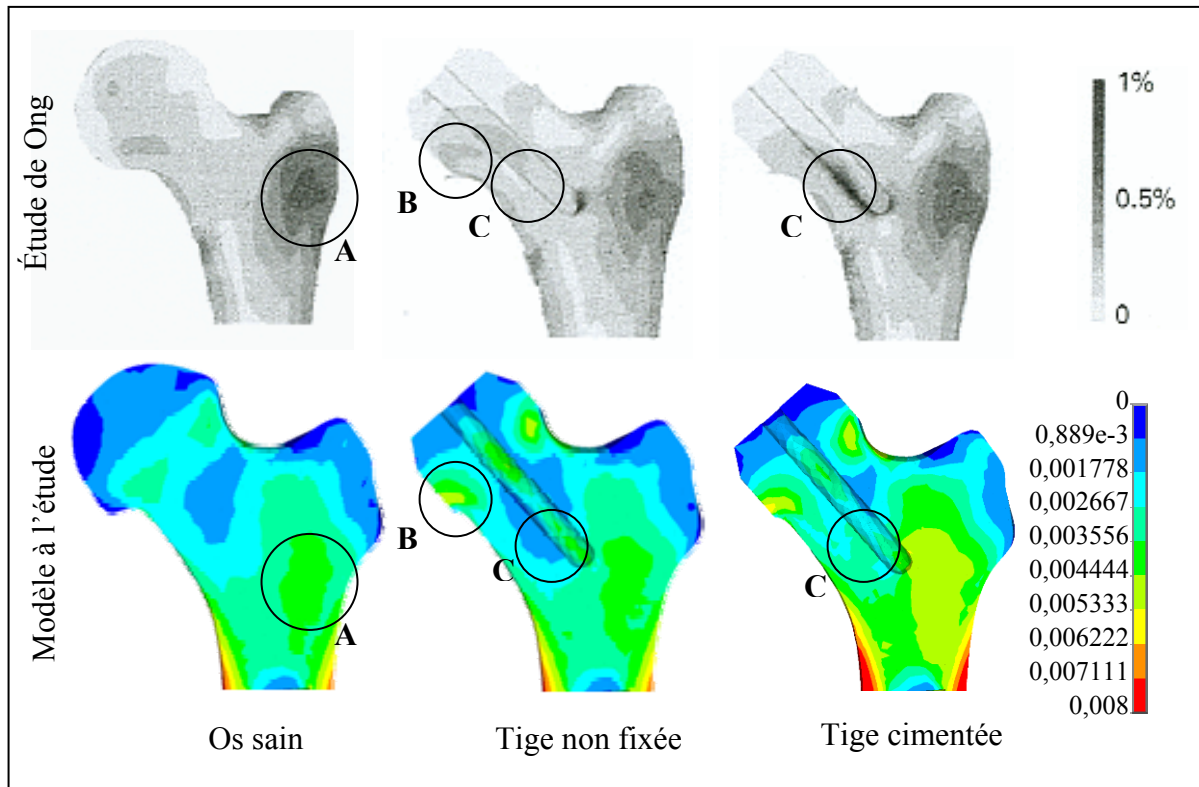


Figure 3.11 Comparaison des déformations équivalentes (ϵ_{eqv}) dans l'os fémoral proximal pour l'étude de Ong et al. (2006) et le modèle à l'étude (adapté de Ong et al. (2006), avec permission de la British Editorial Society of Bone and Joint Surgery))

3.3.1.2 Étude de Taylor

L'étude de Taylor (2006) utilise un modèle de fémur à propriétés mécaniques personnalisées, avec des conditions frontières semblables à celles utilisées dans la présente étude (fixation à mi-diaphyse, force de contact de la hanche et force des abducteurs). Cette étude présente plusieurs figures de distributions de déformations montrant des différences entre un implant à tige non fixée et à tige cimentée, dont les modèles peuvent être comparés à leurs homologues de la présente étude.

La figure 3.12 présente une comparaison des déformations équivalentes (ϵ_{eqv}) entre l'étude de Taylor (2006) et la présente étude. La zone de concentration de déformations dans le grand

trochanter est située plus haut dans l'étude de Taylor (2006) que dans la présente étude (voir A sur la figure 3.12), ce qui change l'allure de la distribution. La rangée de trabécules orientées dans la tête fémorale est plus marquée dans l'étude de Taylor (2006) que dans la présente étude (voir B sur la figure 3.12). De plus, la concentration de déformations située au bout de la tige est plus importante dans le cas de l'étude de Taylor (2006) que de la présente étude (voir C sur la figure 3.12). Les autres détails mentionnés précédemment (zone de concentration de déformations sous la jonction avec la coiffe, augmentation de la déformation dans la zone calcaire juste sous la tige de l'implant et augmentation de la déformation au centroïde de la tête fémorale lorsque la tige n'est pas fixée) sont reproduits.

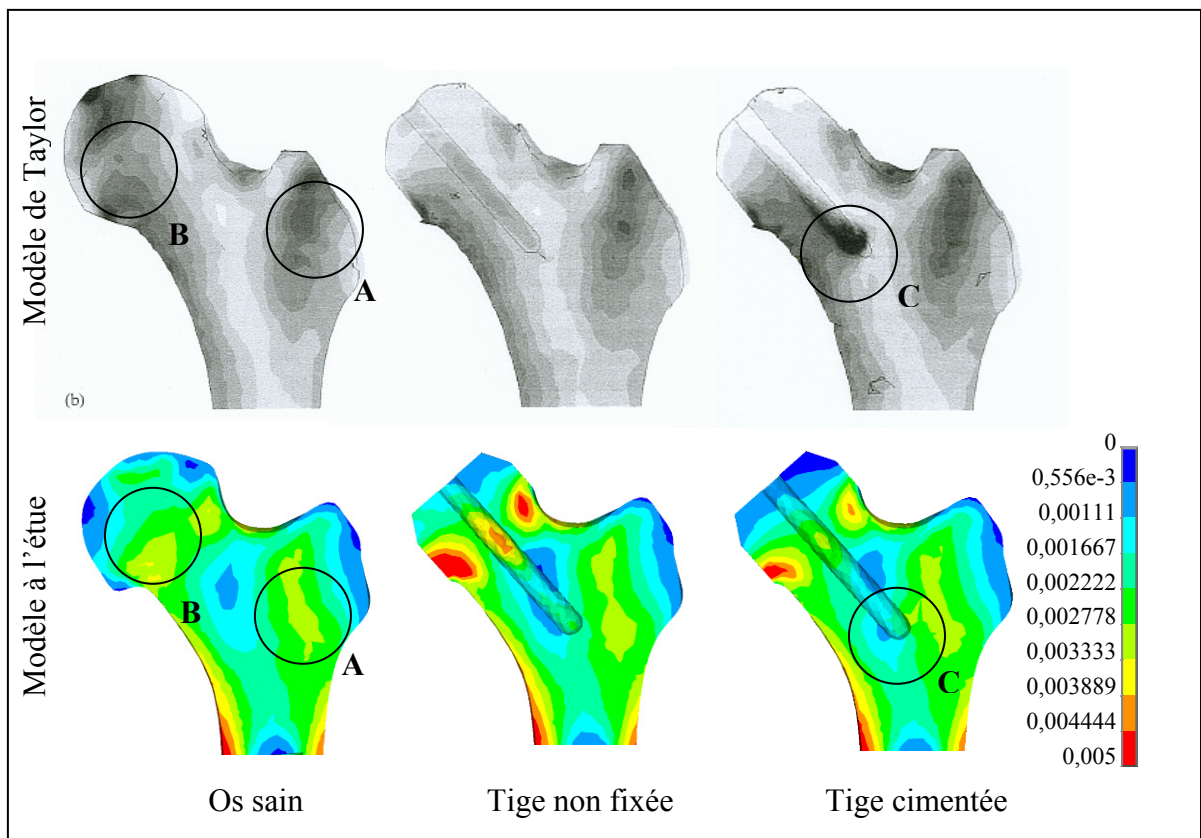


Figure 3.12 Comparaison des déformations équivalentes (ϵ_{eqv}) dans l'os fémoral proximal pour l'étude de Taylor (2006) et le modèle à l'étude (adapté de Taylor (2006), avec permission de SagePub UK)

3.3.1.3 Étude de Gupta

L'étude de Gupta, New et Taylor (2006) présente un modèle très semblable à la présente étude. Le cas de chargement utilisé est semblable, mais inclut le *tensor fascia lata*, le *vastus lateralis* et le *vastus medialis*, trois forces musculaires qui ne sont pas représentées dans le présent modèle. L'étude de Gupta comporte un fémur sain et un implant à tige non fixée qui peuvent être comparés à leurs homologues de la présente étude.

La figure 3.13 présente la comparaison des déformations équivalentes (ϵ_{eqv}) dans l'os fémoral proximal entre l'étude de Gupta, New et Taylor (2006) et la présente étude. La zone de concentration de déformations située sous le grand trochanter est presque au même endroit sur les deux modèles, et sa valeur numérique est très semblable (voir A sur la figure 3.13). Les zones de concentration de déformations situées à la jonction de la coiffe et de l'os cortical apparaissent également (voir B sur la figure 3.13). À l'exception de la rangée de trabécules orientées de la tête fémorale qui apparaît plus clairement sur l'étude de Gupta, New et Taylor (2006) que sur la présente étude (voir C sur la figure 3.13), les distributions semblent relativement semblables.

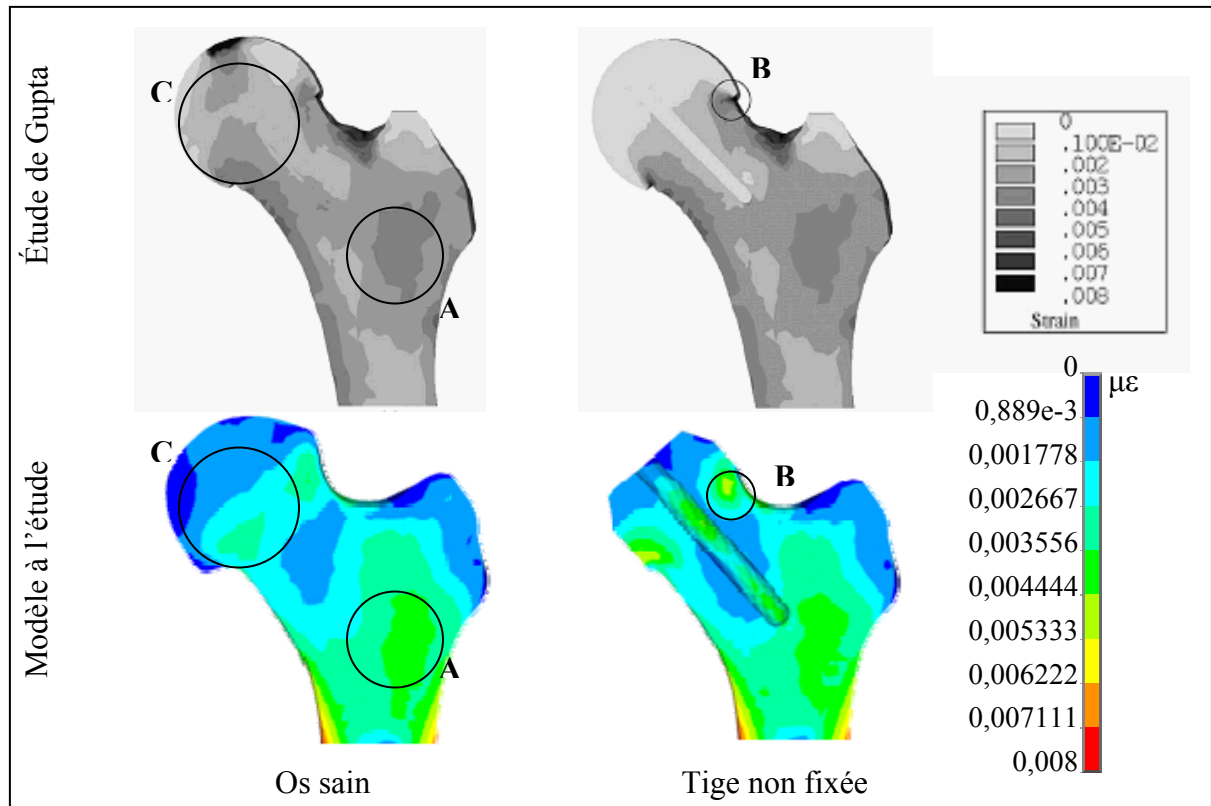


Figure 3.13 Comparaison des déformations équivalentes (ϵ_{eqv}) dans l'os fémoral proximal pour l'étude de Gupta (Gupta, New et Taylor, 2006) et le modèle à l'étude (adapté de Gupta, New et Taylor (2006), avec permission d'Elsevier)

3.3.2 Discussion et conclusion

Quand les études de Taylor (2006), de Ong et al. (2006) et de Gupta, New et Taylor (2006) sont comparées, il devient évident qu'elles ne sont pas identiques entre elles. La présente étude n'est identique à aucune des trois, mais elle a certaines caractéristiques de chacune. Les différences peuvent provenir soit des cas de chargements (différences dans le nombre de muscles, la position des points d'insertion des muscles et l'amplitude de la force appliquée), soit de la distribution non-homogène des propriétés (distribution de nombres HU différente parce que spécifique au patient, relation densité-HU différente). D'autre part, les géométries des fémurs utilisés sont différentes pour chaque étude, ce qui induit des différences. Le positionnement de l'implant (5° en valgus par rapport à l'axe cervicodiaphysaire dans la

présente étude) n'est pas le même dans toutes les études. Tous ces détails ne sont pas nécessairement mentionnés dans les articles et sont donc des impondérables du problème pouvant expliquer les divergences observées.

En conclusion, la comparaison de la présente étude avec trois études numériques publiées a permis de constater que les patrons de distributions de déformations sont relativement bien reproduits par la présente étude. De ces trois études, aucune n'a fait l'objet d'une validation expérimentale; elles sont validées à partir de données publiées. Des variations sont toujours présentes, en raison des différences de géométrie, de chargement, de propriétés mécaniques, etc. Comme la présente étude est conforme et relativement semblable à plusieurs études publiées, elle sera donc jugée valide.

3.4 Modèle de remodelage osseux

Le modèle de remodelage osseux de Doblaré (Doblaré et Garcia, 2002) est le modèle choisi dans le cadre de ce projet, principalement en raison du fait qu'il parvient à reproduire relativement bien l'anisotropie de l'os (selon les résultats obtenus par le groupe de recherche du Dr Doblaré), particulièrement dans l'os trabéculaire de la tête fémorale. Le modèle est brièvement présenté ci-dessous; les équations complètes sont détaillées à l'annexe III.

3.4.1 Modélisation de l'anisotropie

Le modèle de Doblaré modélise l'anisotropie de l'os par l'intermédiaire du tenseur tissu¹⁰ $\hat{\mathbf{H}}$, qui permet de décrire l'orientation et les ratios des propriétés mécaniques dans les différentes directions spatiales. Le tenseur tissu d'un matériau anisotrope a la forme d'un ovoïde (voir figure 3.14) pour lequel la direction la plus longue représente la propriété la plus forte, la direction la plus faible est associée à la propriété la plus faible et la direction intermédiaire à la propriété intermédiaire. Ce tenseur permet donc d'orienter les propriétés dans l'espace, et de connaître le ratio de l'une par rapport à l'autre. Comme ce tenseur est normalisé pour que

¹⁰ De l'anglais *fabric tensor*

son déterminant soit égal à 1, il ne tient pas compte de la densité de l'os et ne représente pas les propriétés en valeurs absolues, mais seulement leur orientation et leurs ratios entre elles.

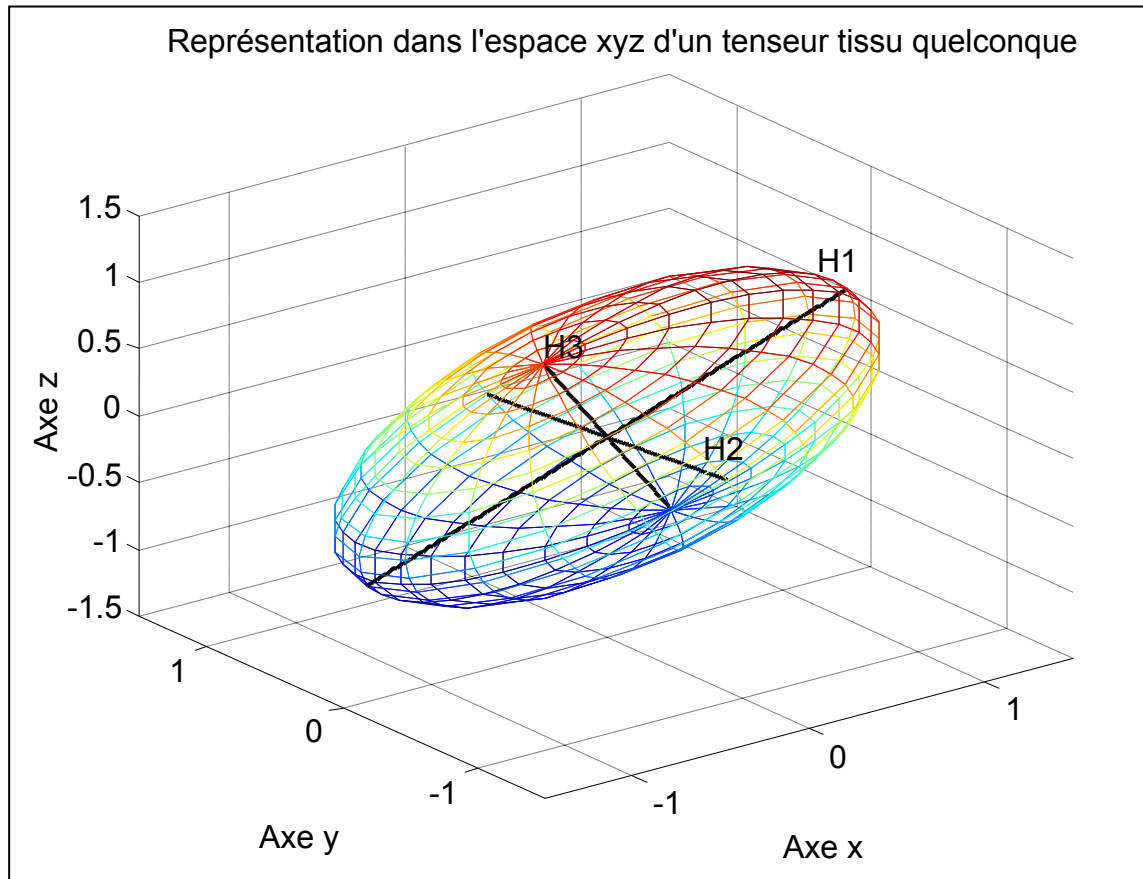


Figure 3.14 Représentation dans l'espace d'un tenseur tissu quelconque
Les trois axes principaux (H1, H2 et H3) sont les trois directions principales du matériau

En pondérant le tenseur tissu par la densité de l'os, le tenseur de remodelage est obtenu (voir équation 3.3).

$$\mathbf{H}^2 = \left(\frac{B\rho^\beta}{E_{max}} \right)^{1/2} \hat{\mathbf{H}} \quad (3.3)$$

où E_{max} (MPa) représente le module d'Young maximal théorique de l'os cortical parfaitement dense, ρ (g/cm³) est la densité de l'os, B et β sont les facteurs de la relation densité – module

d'Young utilisée pour l'évaluation des propriétés mécaniques de l'os (relation semblable à l'équation 3.2). Ce tenseur de remodelage tient donc compte de l'orientation et des ratios des propriétés, ainsi que de la densité. Il permet de décrire complètement le comportement anisotrope de l'os (autant l'os cortical que l'os trabéculaire) : il inclut à la fois l'orientation spatiale des propriétés, leurs ratios entre elles et leurs valeurs absolues.

3.4.2 Stimulus de remodelage

Dans le modèle de Doblaré, le tenseur de remodelage est utilisé comme base pour le calcul du stimulus de remodelage osseux. Toutefois, bien que le tenseur de remodelage soit anisotrope, le stimulus de remodelage ne l'est pas nécessairement : le remodelage, si le stimulus est isotrope, sera également isotrope (il n'y aura qu'une variation de la densité sans changement de direction ou de ratios de propriétés). Pour rendre le stimulus de remodelage anisotrope, le paramètre ω (paramètre adimensionnel variant de 0 à 1) est utilisé. Ce paramètre permet de calculer le stimulus de remodelage comme une somme pondérée de la partie isotrope du stimulus (la contrainte hydrostatique) et de sa partie anisotrope (les contraintes déviatoriques). Donc, plus ω est élevé, plus le stimulus sera anisotrope; à l'inverse, si ω est nul, le stimulus est isotrope.

Une fois le stimulus calculé, un critère d'apposition osseuse (g^f) et un critère de résorption osseuse (g^r) sont calculés par comparaison avec un stimulus de référence (ψ_{ref}^*) pour lequel il n'y a pas de réaction. Ce stimulus et le stimulus de référence sont calculés au niveau tissulaire plutôt qu'au niveau du continuum¹¹ : le stimulus de référence est par conséquent constant dans tout le fémur.

Dépendamment de la valeur du stimulus, il y a soit apposition, résorption ou aucun changement dans la densité osseuse. La variation du tenseur de remodelage (ΔH^2) est ensuite calculée selon le cas, et le tenseur de remodelage est mis à jour. Comme ce tenseur permet de

¹¹ L'état de contrainte au niveau tissulaire est l'état de contrainte dans les trabécules osseuses, par rapport à l'état de contrainte du matériau continu macroscopique utilisé pour représenter l'os, un matériau poreux

connaître à la fois la densité (ρ) et les propriétés mécaniques (E_1 , E_2 , E_3 , etc.) ainsi que leur orientation dans l'espace, toutes ces propriétés peuvent être calculées et mises à jour.

3.4.3 Autres paramètres du modèle

Parmi les autres paramètres dont il est tenu compte dans le modèle de Doblaré, il y a notamment les vitesses de résorption (c_r) et de formation osseuse (c_f), la surface spécifique (S_v) et le nombre de cycles du stimulus quotidien (p). Les vitesses de formation et de résorption osseuses sont les vitesses auxquelles l'os se forme ou se résorbe au niveau microscopique à la surface des trabécules; ces vitesses sont de l'ordre de 10^{-6} m/jour. La surface spécifique est la surface d'os trabéculaire sur laquelle l'apposition et la résorption osseuse ont lieu; cette surface est donc une fonction de la porosité de l'os. Comme toute la surface disponible ne réagit pas nécessairement, le ratio k (paramètre adimensionnel variant entre 0 et 1) est également utilisé; il permet de spécifier quel pourcentage de la surface spécifique réagit au stimulus. Plus ces trois paramètres (vitesses, surface spécifique et ratio k) sont élevés, plus le taux de remodelage sera élevé. Quant au nombre de cycles du stimulus quotidien, il permet de spécifier le niveau d'activité physique simulé; plus le nombre de cycles est élevé, plus le niveau d'activité représenté est élevé, et plus l'effet sur le stimulus de remodelage en sera marqué.

3.5 Conclusion

Dans le cadre de ce chapitre, les modèles ÉFs utilisés dans le cadre de cette thèse ont été décrits et leur processus de mise au point a été détaillé. Les modèles sont basés sur un fémur spécifique au patient qui a été modélisé avec une distribution hétérogène de propriétés mécaniques. Un implant métallique commercial (Durom™) est implanté à 5° valgus, et sa tige remplacée par une tige en matériau composite biomimétique. La vérification effectuée sur le modèle a été décrite en détail. Finalement, le modèle de remodelage osseux choisi pour l'évaluation de l'ostéopénie de décharge a été décrit : cette évaluation de l'ostéopénie est l'objet du prochain chapitre.

CHAPITRE 4

ANISOTROPIC BONE REMODELING OF A BIOMIMETIC METAL-ON-METAL HIP RESURFACING IMPLANT

Christiane Caouette¹, Martin N. Bureau^{2,3}, Pascal-André Vendittoli⁴,
Martin Lavigne⁴, Natalia Nuño¹

¹ Département de Génie de la production automatisée, École de technologie supérieure,
1100 Notre-Dame Ouest, Montréal, Québec, Canada H3C 1K3

² Industrial Materials Institute (IMI), National Research Council of Canada (NRC),
Boucherville, Québec, Canada

³ Groupe de recherche en sciences et technologies biomédicales (GRSTB), École
Polytechnique de Montréal, Montréal, Québec, Canada

⁴ Hôpital Maisonneuve-Rosemont, Université de Montréal, Québec, Canada

Publié dans *Medical Engineering and Physics* **34** (2012) 559-565

4.1 Résumé

Le resurfaçage de la hanche (RH) est une option hautement attirante pour les patients jeunes et actifs. Certains chirurgiens ont plaidé pour la cimentation de la tige métaphysaire de la composante fémorale dans le but d'améliorer la résilience du RH. Toutefois, étendre la fixation à la métaphyse pourrait promouvoir la déviation des déformations mécaniques (*strain shielding*) dans la tête fémorale, ce qui pourrait réduire la durée de vie en service de la composante fémorale. Le remplacement de la tige métaphysaire métallique par une tige en matériau composite biomimétique avec des propriétés semblables à celles de l'os cortical pourrait aider à mitiger le phénomène. La présente étude utilise l'analyse par éléments finis pour évaluer l'état de déformation dans la tête fémorale pour trois types de fixations d'implants : une tige métallique non fixée, une tige biomimétique ostéointégrée et une tige métallique cimentée. Le remodelage osseux est également simulé pour évaluer la résorption

osseuse à long terme attribuable à la décharge mécanique. Les résultats montrent que la tige métallique non fixée entraîne une déviation des déformations mécaniques dans la tête fémorale, et que le fait de cimenter la tige augmente la déviation. La tige biomimétique n'élimine pas l'effet de déviation des déformations, mais le réduit de façon considérable par rapport à la tige métallique cimentée. La présente étude par éléments finis suggère qu'une tige ostéointégrée faite de matériau biomimétique dans les implants de resurfaçage de hanche pourrait devenir une alternative intéressante lorsqu'une extension de la fixation est désirée.

4.2 Abstract

Hip resurfacing (HR) is a highly attractive option for young and active patients. Some surgeons have advocated cementing the metaphyseal stem of the femoral component to improve fixation and survivorship of HR. However, extending component fixation to the metaphysis may promote femoral head strain shielding, which in turn may reduce survival of the femoral component. Replacing the metallic metaphyseal stem by a composite material with bone-matching properties could help to alleviate this phenomenon. This study uses finite element analysis to examine the strain state in the femoral head for three types of implant fixation: an unfixed metallic stem, an osseointegrated biomimetic stem and a cemented metallic stem. Bone remodeling is also simulated to evaluate long-term bone resorption due to strain shielding. Results show that the unfixed stem causes strain shielding in the femoral head, and that cementing the stem increases strain shielding. The biomimetic stem does not eliminate the strain shielding effect, but reduces it significantly versus the metallic cemented version. The current finite element study suggests that an osseointegrated metaphyseal stem made of biomimetic material in hip resurfacing implants could become an interesting alternative when fixation extension is desired.

4.3 Introduction

After a rather disappointing beginning in the 70's, modern hip resurfacing (HR) implants with metal-on-metal (MoM) bearing have regained interest as a viable alternative to total hip

arthroplasty (THA) in young and active patients. Modern implants are made of cobalt-chrome alloys (Co-Cr) with controlled diametral clearance that favours hydrodynamic lubrication of the joint. In most cases, the acetabular cup is press-fitted and the femoral component is cemented (no cement on the alignment stem) and the survivorship of HR is more encouraging (Australian Orthopaedic Association, 2010).

Although attractive because it preserves bone mass of the proximal femur, HR cannot be offered to all patients. Those suffering from femoral head deficiencies such as large cysts, necrotic bone or extensive avascular necrosis may not be considered for HR because of lack of proper fixation of the femoral component. Possible failure modes are femoral neck fracture (Shimmin et al., 2005) and aseptic loosening. Metal allergy and hypersensitivity to metallic wear debris are also a concern (Shimmin, Beaulé et Campbell, 2008). Risk factor for failure of HR include small femoral components (< 48 mm) and presence of large bone cysts (> 1 cm) (Beaulé et al., 2004a). A study recently showed that out of the target patient population of young and active patients, only 46% would be candidate for the procedure (Eastaugh-Waring et al., 2006).

In two recent studies (Amstutz et Le Duff, 2009; Amstutz et al., 2007c), Amstutz *et al.* recommended cementing the stem in cases where femoral head deficiencies (presence of bone cysts, necrotic bone, osteopenia, etc.) are present to improve implant stability. This approach has been shown to be effective, with a survivorship of 98.2% at 5 years (Amstutz et Le Duff, 2009), on hips with small femoral components (< 48 mm) or with large femoral defects (> 1 cm). Extending the fixation in the metaphysis would therefore seem to stabilise the implant and compensate for the lack of good bone quality in the femoral head. However, finite element (FE) studies have shown that fixing the full length of metallic stems of commercially available resurfacing implants, either by using cement or as a result of osseointegration, led to decreases in stresses and strains in the femoral head trabecular bone (Pal, Gupta et New, 2009a; Radcliffe et Taylor, 2007a; Taylor, 2006). In this case, FE revealed stress shielding specifically in the region underneath the spherical part of the implant, which is not transparent to X-rays and cannot be evaluated clinically. Such an effect

could eventually result in significant bone resorption, which would cause the failure of the implant. To this date however, with only short term follow up, clinical studies have not shown adverse effects to fixation of the stem (Amstutz et Le Duff, 2009) aside from neck narrowing (Spencer et al., 2008). Longer follow-up is needed to determine whether this cementing technique is detrimental to long-term survivorship of the implant.

More than two decades ago, it was proposed that the stress shielding problem created by fixation of the metallic stem of commercial implants could be alleviated if a material with bone-matching properties were used (Carter, Vasu et Harris, 1984). A biomimetic material of carbon fibre in a polyamide matrix was previously used to create a hip stem for THA (Campbell, Bureau et Yahia, 2008; Campbell et al., 2008); FE studies showed that this stem reduced stress shielding in the proximal femur when compared with a more traditional metallic stem (Bougherara et al., 2007; Bougherara, Bureau et Yahia, 2010). We hypothesize, in cases of HR where extension of fixation to the metaphysis is desired, an osseointegrated implant with a metaphyseal stem made from such a bone-matching material would provide extended fixation, therefore improving implant stability without increasing strain shielding in the femoral head.

The first objective of this study is therefore to determine whether extending the implant fixation to the metaphysis actually leads to increased strain shielding in the femoral head in hip resurfacing, and in the case it does, whether that increase is significant enough to promote detrimental bone remodeling. The second objective is to determine the potential of a bone-matching or biomimetic material as a replacement to metallic stems to solve the strain shielding problem expected in cases of hip resurfacing implants with extended fixation. FE method is used for the analysis of the stress and strain distributions in the bone with different types of hip resurfacing implants. An anisotropic bone remodeling model is used to evaluate long-term bone resorption or apposition.

4.4 Materials & Methods

The new biomimetic material proposed is a composite made of continuous carbon fibres (diameter $\approx 12 \mu\text{m}$) and a polyamide 12 resin matrix (CF/PA12). The material has been tested for biocompatibility *in vitro* and *in vivo* in a rabbit study (Dimitrievska et al., 2009) and good bone apposition with minimal inflammation (haematoxylin eosin (H&E) staining) with no osteolysis when exposed to purposely produced debris from grit blasting was seen in a rat model (Hacking et al., 2010). It was also optimised in previous studies (Campbell et al., 2008) to closely match cortical bone compressive properties, as can be seen in Table 4.1. Its density also closely matches that of cortical bone.

Table 4.1 Comparison of material properties from different orthopaedic and bone materials

Material / Tissue	Density (g/cm ³)	Modulus (GPa)	Strength (MPa)	Poisson's ratio
Trabecular Bone	0.03 - 0.12	0.04 - 1.0	1.0 - 7.0	0.01 - 0.35
Cortical Bone	1.6 - 2.0	12 - 20	150	0.28 - 0.45
Ti-6Al-4V	4.4 - 4.7	106	780 - 1050	0.33
Composite (Compression)	1.2 - 1.6	5 - 14	53 - 220	0.3
Composite (Tension)		12 - 30	70 - 250	0.36

For comparison purposes with literature data, the implant design is based on a commercially available model, Zimmer's Durom™ implant (see Figure 4.1). Three different implants fixation types are studied. Standard cementing techniques (Amstutz et al., 2007c) for resurfacing implants dictate that the short metaphyseal stem be non-cemented and only used as an alignment aid during implantation. The first type is an unfixed stem implant which will serve as a control for the bone remodeling results (unfixed stem model). The second type is a cemented stem Durom™ implant, with the cement mantle covering the full length of the stem (cemented stem model). The third type is a Durom™ implant with a biomimetic composite

stem, osseointegrated along its full length (biomimetic stem model). For all three types of fixation, the same geometry is used (ie, the Durom™ geometry). The virtual implant is cemented as per recommendations of the manufacturer (1-mm thick cement mantle underneath the spherical part of the implant to cover the femoral head exposed trabecular bone surface). Therefore, all references to fixation conditions are applicable to the stem fixation only. All implants were positioned at 5° valgus versus the native neck-diaphysis angle; final positioning of the implants was verified by two experienced surgeons (co-authors ML and PAV). A model of the healthy unimplanted femur is also used for comparison purposes.

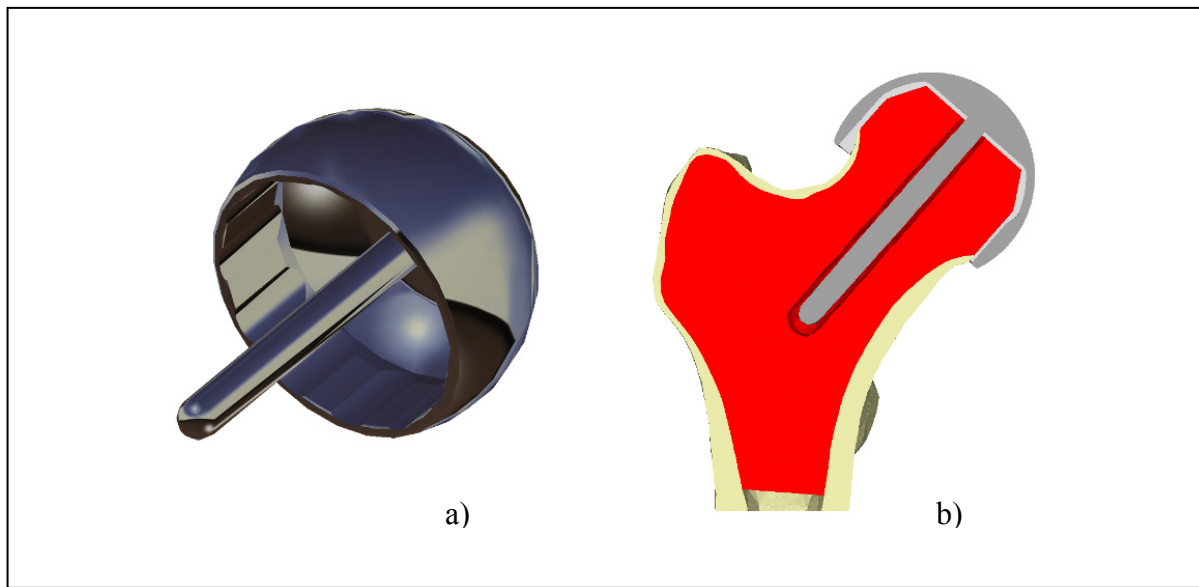


Figure 4.1 Durom™ resurfacing implant (a) and geometrical model of unfixed stem fixation (b).

4.4.1 The finite element model (FEM)

The FEM use a personalised femur obtained from CT-scan of a patient who received the implant (52 mm diameter implant). The CT-scan images were segmented and a 3D geometric reconstruction was made in the CATIA V5 CAD software. Heterogeneous patient-specific mechanical properties were then applied to the trabecular bone region. Material properties are

based on literature data; a relation used by Rho (Rho, Hobatho et Ashman, 1995) was applied to obtain the density and elasticity modulus distribution in the trabecular bone ranging between 0.5 and 6 GPa (see Figure 4.2). These distributions were found to be in good agreement with experimental data from Morgan and Keaveny (Morgan et Keaveny, 2001). Cortical bone elasticity modulus is set at 17 GPa (Hobatho, 2003; Raftopoulos et al., 1993). Both bone materials are modeled as linear elastic isotropic materials.

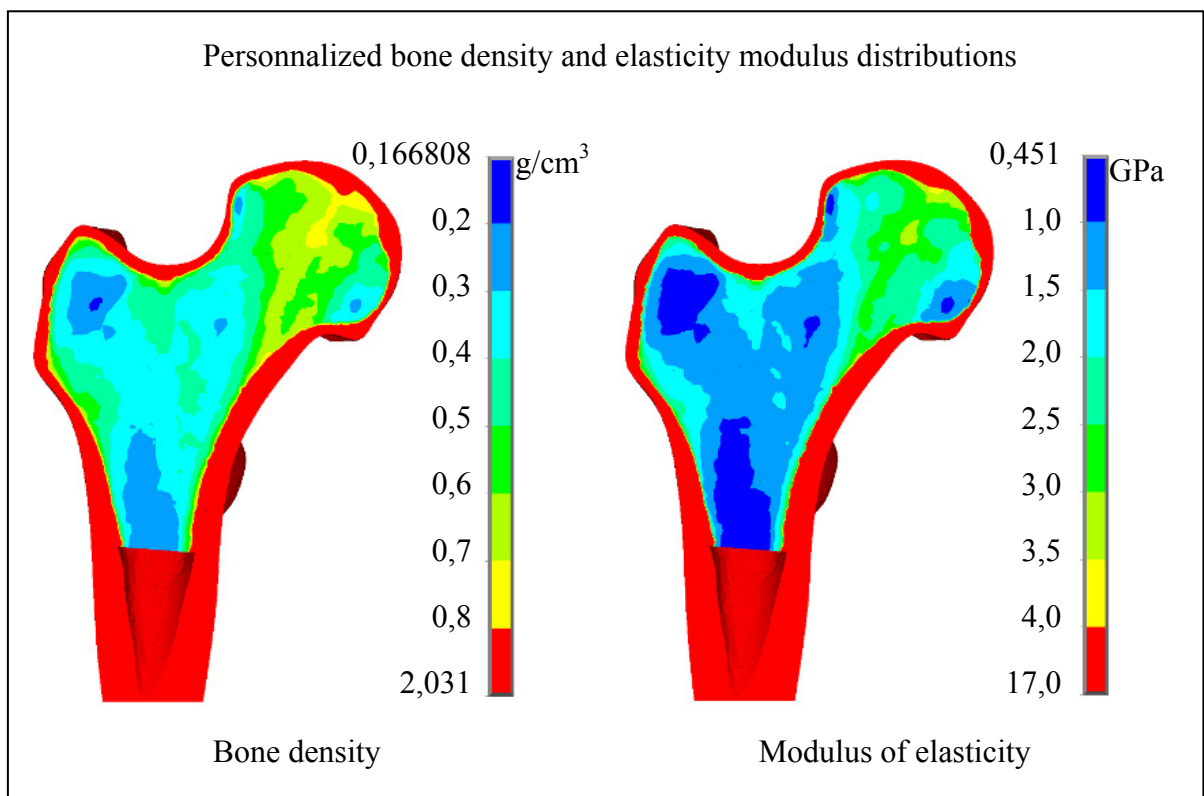


Figure 4.2 Apparent bone density and elastic modulus distributions obtained from CT data (cortical and trabecular bone of the proximal femur are shown).

The cement mantle is modeled using Young modulus of 2.07 GPa (Yang et al., 1997). The composite material is modeled using an averaged value of 25 GPa for Young modulus. All bone-metal interfaces are modeled with frictional contact elements ($\mu = 0.4$ (Taylor, 2006)); bone-cement and bone-osseointegrated implant are modeled with bonded contacts. Cement-

implant interfaces were also modeled with bonded contacts (i.e. a perfectly bonded interface was assumed).

The models are meshed with 3-mm quadratic tetrahedrons based on a mesh convergence study (mesh is shown on Figure 4.3a). A less refined mesh (5-mm) was deemed sufficient for the distal part of the cortical bone, as it is far from the region of interest of this study. The resulting models comprise between 122 653 and 131 800 elements (135 889 and 153 108 nodes). Convergence of the contact elements was also verified to ensure realistic contact pressure and load transfer across model parts. The model was compared with previously reported numerical stress and strain distributions of the resurfaced hip, and agreed well with published works (Little et al., 2007; Ong et al., 2006; Taylor, 2006).

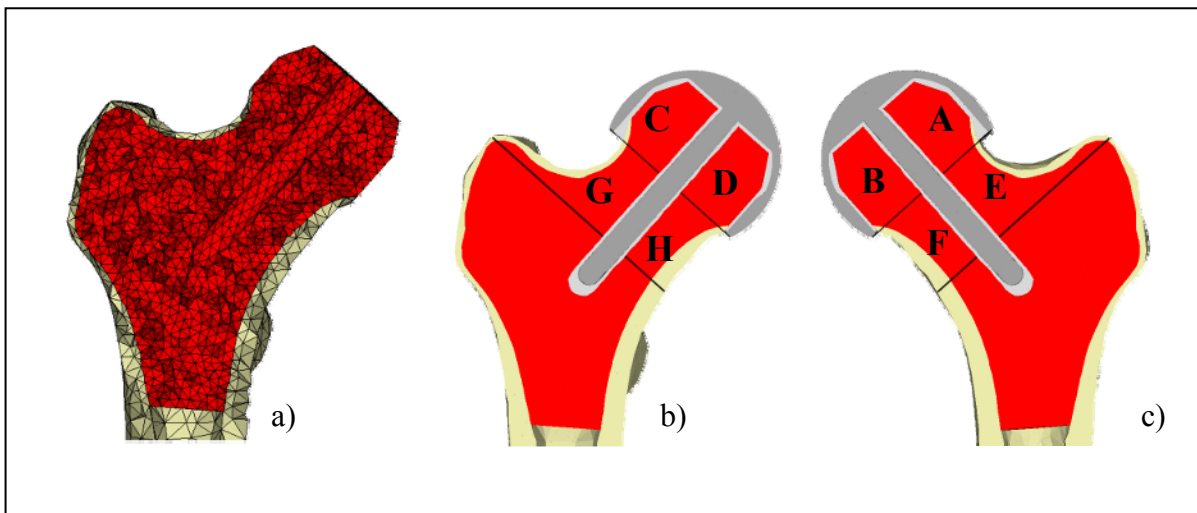


Figure 4.3 Finite element model used in the current study (a) mesh (b) boxplot analysis zones (anterior view) and (c) boxplot analysis zones (posterior view)

Three load cases are applied to simulate a full day worth of normal physical activities (Jacobs et al., 1997). The load cases are presented in Table 4.2 and Figure 4.4. They represent heel-strike, abduction and adduction.

Table 4.2 Numerical values and orientation of load cases (LC) used in the bone remodeling simulations

LC	Cycles / day	Hip Contact Force			Abductors		
		Force	Orientation		Force	Orientation	
		(N)	(°XZ)	(°YZ)	(N)	(°XZ)	(°YZ)
A	6000	2317	24	6	703	28	15
B	2000	1158	-15	35	351	-8	9
C	2000	1548	56	-20	468	35	16

Axe Z is parallel to diaphyseal axis
Axe X is perpendicular to axe Z and is in the femoral frontal plane (plan XZ is the femoral frontal plane)
Axe Y is perpendicular to the other two (plan YZ is a latero-sagittal plan)
Angle XZ is positive in anterior direction
Angle YZ is positive in medial direction

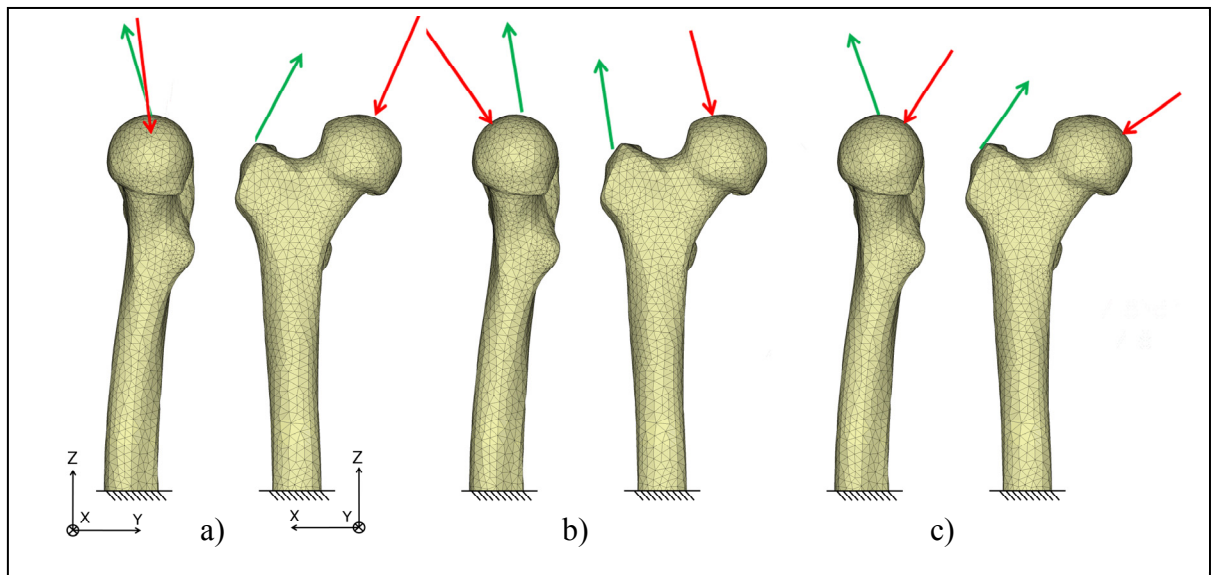


Figure 4.4 Graphical representation of load cases used in the bone remodeling simulations (a) heel-strike (b) abduction (c) adduction.

4.4.2 The anisotropic bone remodeling model

To evaluate long-term bone resorption or apposition with each of the three fixation types, Doblaré's bone remodeling model was applied (Doblaré et Garcia, 2002). This model allows for the evaluation of bone density changes and bone trabeculae reorientation (i.e., bone anisotropy at the continuum level). The bone remodeling model is based on continuum damage theory (CDM) and the oriented damage theory first evoked by Cordebois and Sideroff (Codebois et Sideroff, 1982). In the case of bone material, the porosity level is used as a level of damage: for 0% porosity, bone is in an undamaged state and its mechanical properties are at their highest possible values, whereas at 100% porosity, bone has completely resorbed. Bone anisotropy is assessed by means of the fabric tensor $\hat{\mathbf{H}}$ (tensor whose three principal components take the relative values of the material principal moduli of elasticity, identity tensor for isotropic materials and ovaloid for orthotropic materials such as bone) first developed by Cowin (Cowin, 1985). Fabric tensor and porosity are combined to obtain the remodeling tensor \mathbf{H} , the model's internal variable, as per equation 4.1:

$$\mathbf{H}^2 = \left(\frac{B\rho^\beta}{E_{max}} \right)^{1/2} \hat{\mathbf{H}} \quad (4.1)$$

where B and β are the coefficients of the relationship used to calculate the elasticity modulus from the apparent density and E_{max} is the maximal possible value of elasticity modulus.

As with other more traditional bone remodeling models, the continuum stress state obtained from the FEM of a load case is then used to calculate the remodeling stimulus at bone tissue level, using the number of cycles per day as a weight factor for the effect of each load case. The remodeling stimulus \mathbf{Y} is a function of tensor \mathbf{H} , is anisotropic and is defined as per equation 4.2):

$$\mathbf{Y} = \frac{\partial \psi(\boldsymbol{\varepsilon}, \mathbf{H})}{\partial \mathbf{H}} \quad (4.2)$$

where ψ is the free energy function and $\boldsymbol{\varepsilon}$ is the strain tensor.

The relative influence of spherical (hydrostatic pressure, stress that causes volume change but no distortion) versus octahedral (deviatoric stress that causes distortion but no volume change) components is adjusted via the anisotropy factor ω . The stimulus is compared with a reference value of daily stimulus at tissue level (ψ_t^*) that includes a dead zone, and tensor \mathbf{H} is then updated accordingly in an iterative loading scheme. The three load cases presented on Table 4.2 and Figure 4.4 are applied sequentially with a weight factor (number of cycles per day) to obtain the remodeling stimulus. The mechanical properties (density and elasticity moduli) are then updated and the cycle is repeated until density change reaches a negligible value. The numerical parameters used in the bone remodeling process are described in Table 4.3. The reader is referred to papers published by Doblaré (Doblaré et Garcia, 2001; 2002; Doblaré, Garcia et Cegonino, 2002) for further details concerning this model.

Table 4.3 Numerical values of the parameters used in the bone remodeling model

Parameter	Numerical value (definition)
ψ_t^*	50 MPa (daily reference stimulus at tissue level)
\mathbf{m}	4 (exponent of the daily stress stimulus, used to calculate tissue level stimulus from continuum stimulus)
\mathbf{c}	0.02 $\mu\text{m/day}$ (constant remodeling velocity both for resorption and apposition)
\mathbf{w}	25% (half-width of the dead zone)
Δt	1 day (time step per simulation run)
\mathbf{k}	100% (percentage of active surface)
ω	0.1 (stimulus anisotropy factor : 0 is a purely isotropic stimulus, 1 is a purely anisotropic stimulus)

Strain shielding was preferred to stress shielding to compare the models because uniaxial yield strain of bone is uniform within an anatomic site (Chang et al., 1999; Morgan et Keaveny, 2001) and is also believed to be isotropic (Chang et al., 1999): this makes principal strains a useable site-independent “yield criterion” for bone material. The maximal compressive strain (ϵ_3) is the highest strain value in magnitude in most of the region of interest of the models and will be used to report results, as opposed to maximal tensile strain that has a lower absolute value range. For comparison purposes, the proximal femur was split

into 8 zones labelled as A to H (4 anterior and 4 posterior, 2 of each in the femoral neck and 2 of each in the femoral head, see Figure 4.3b and c). Local strains ($\epsilon_3^{compared\ model}$) were evaluated at a series of equally spaced points located within the bone volume (position x_i, y_i, z_i). They are reported as an increase/decrease in percentage ($\delta\epsilon_3^{comparison}$) vs. the reference model ($\epsilon_3^{reference\ model}$), as per equation 4.3. These variations in percentages are presented in a box plot graph. The line at 0% change represents a strain level similar to the reference model. A box below this line represents a state of decreased strain relative to the reference model; conversely, a box above represents a state of increased strain relative to the reference model. The boxes present the 25th, median, and 75th percentiles of the distributions, with the ends of the whiskers at 1.5 times the interval between the 25th and 75th percentiles (99.3% of the data if it is normally distributed).

$$\delta\epsilon_3^{comparison}(x_i, y_i, z_i) = \frac{\epsilon_3^{compared\ model}(x_i, y_i, z_i) - \epsilon_3^{reference\ model}(x_i, y_i, z_i)}{\epsilon_3^{reference\ model}(x_i, y_i, z_i)} \times 100 \quad (4.3)$$

4.5 Results

The bone remodeling simulations ended for all three models after 19 iterations (6 sequences of 3 load cases) when the maximal absolute density change reached below 0.01 g/cm³ and the model had converged. The resulting trabecular remodeled bone apparent density is shown on Figure 4.5. (cortical bone is not shown, as its density remained constant at the maximal value of 2.031 g/cm³). The density in the latero-superior part of the femoral head is greater for the unfixed and biomimetic stems than the cemented stem. A zone of increased density is observed at the tip of the stem for the biomimetic (0.61 g/cm³) and cemented (0.72 g/cm³) stems, which is not present for the unfixed stem. In the center of the femoral neck, the unfixed model shows a zone where density is smaller (0.58 g/cm³) than in both fixed models.

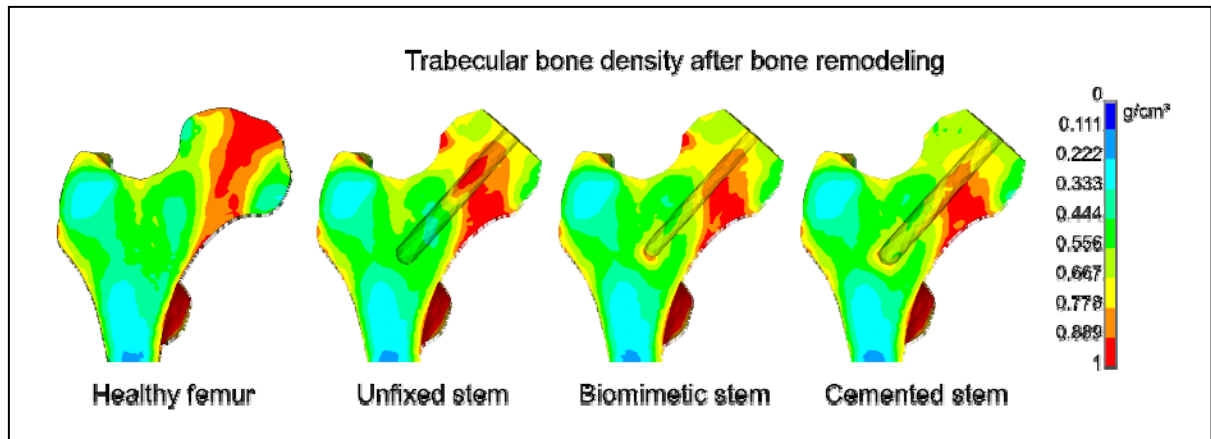


Figure 4.5 Apparent bone density (ρ) after the bone remodeling process (only trabecular bone of the proximal femoral bone is shown).

The principal compressive strain (ϵ_3) distributions for the unfixed, biomimetic and cemented stems are shown on Figure 4.6, both before and after the bone remodeling process (heel-strike load case is shown). Before bone remodeling, the supero-lateral part of the femoral head is more strained for the unfixed stem model than it is for the cemented stem ($-590 \mu\epsilon$ vs. $-320 \mu\epsilon$ respectively), with the biomimetic stem featuring an intermediate level of strain ($-535 \mu\epsilon$). The center of the femoral head is more strained in the unfixed stem model ($-780 \mu\epsilon$) than in both the biomimetic ($-645 \mu\epsilon$) and cemented stem models ($-615 \mu\epsilon$). At the tip of the stem, the unfixed stem is less strained ($-370 \mu\epsilon$) than the biomimetic stem ($-430 \mu\epsilon$) or the cemented stem ($-500 \mu\epsilon$), indicating a change in load transfer mechanism. As expected, for both models with a fixed stem (biomimetic and cemented), part of the load is transferred distally through the stem.

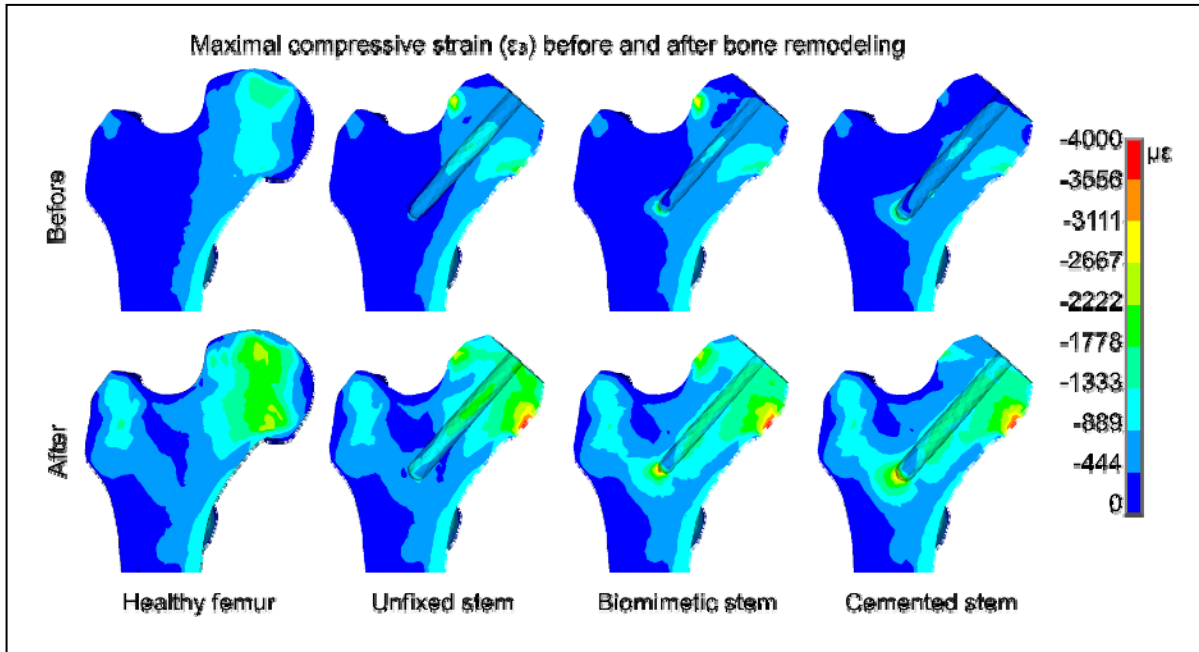


Figure 4.6 Maximal compressive strain (ϵ_3) distributions for cemented, biomimetic and unfixed stems, before and after bone remodeling process (cortical and trabecular bone of the proximal femoral bone are shown).

After bone remodeling, strain distributions show higher strains for all three models when compared with their unremodeled counterparts. The supero-lateral part of the femoral head remains more strained for the unfixed stem ($-1260 \mu\epsilon$) and the biomimetic stem ($-1150 \mu\epsilon$) than the cemented stem ($-780 \mu\epsilon$). The same observation is made for the center of the femoral head ($-1550 \mu\epsilon$ and $-1415 \mu\epsilon$ for the unfixed and biomimetic stems respectively vs. $-1380 \mu\epsilon$ for the cemented stem respectively). Strains at stem tip for the unfixed stem model ($-600 \mu\epsilon$) are lower than for both fixed stems ($-890 \mu\epsilon$ and $-990 \mu\epsilon$ for the biomimetic and cemented stems respectively).

The principal compressive strain (ϵ_3) differences before bone remodeling are presented in percentages of the unfixed, biomimetic and cemented stems versus the healthy femur on the box-plot graph of Figure 4.7 (heel-strike load case is shown). This graph allows for a quantified comparison of the strain distributions presented on Figure 4.6, using the healthy femur model as a reference. Zones A to D represent the four quadrants of the femoral head.

Zones A and C (supero-lateral part of the femoral head) show strain shielding for all three stem models: the unfixed stem has medians of -6.4 and -22.4%, the biomimetic stem has medians of -21.0% and -34.5% and the cemented stem is the most strain shielded with medians of -33.2% and -47.4%. Zones B and D (infero-medial part of the femoral head) show the unfixed model to be slightly over-strained relative to the healthy femur with medians of +12.7% and +3.5%. The biomimetic and cemented stems are strain shielded with medians of -1.3% and -8.4% for zone B and -10.5% and -15.8% for zone D. The four zones in the femoral neck (zones E to H) do not show a clear trend between the three models; however, all medians are positive, indicating that the neck is more strained with either type of implant than the healthy femur.

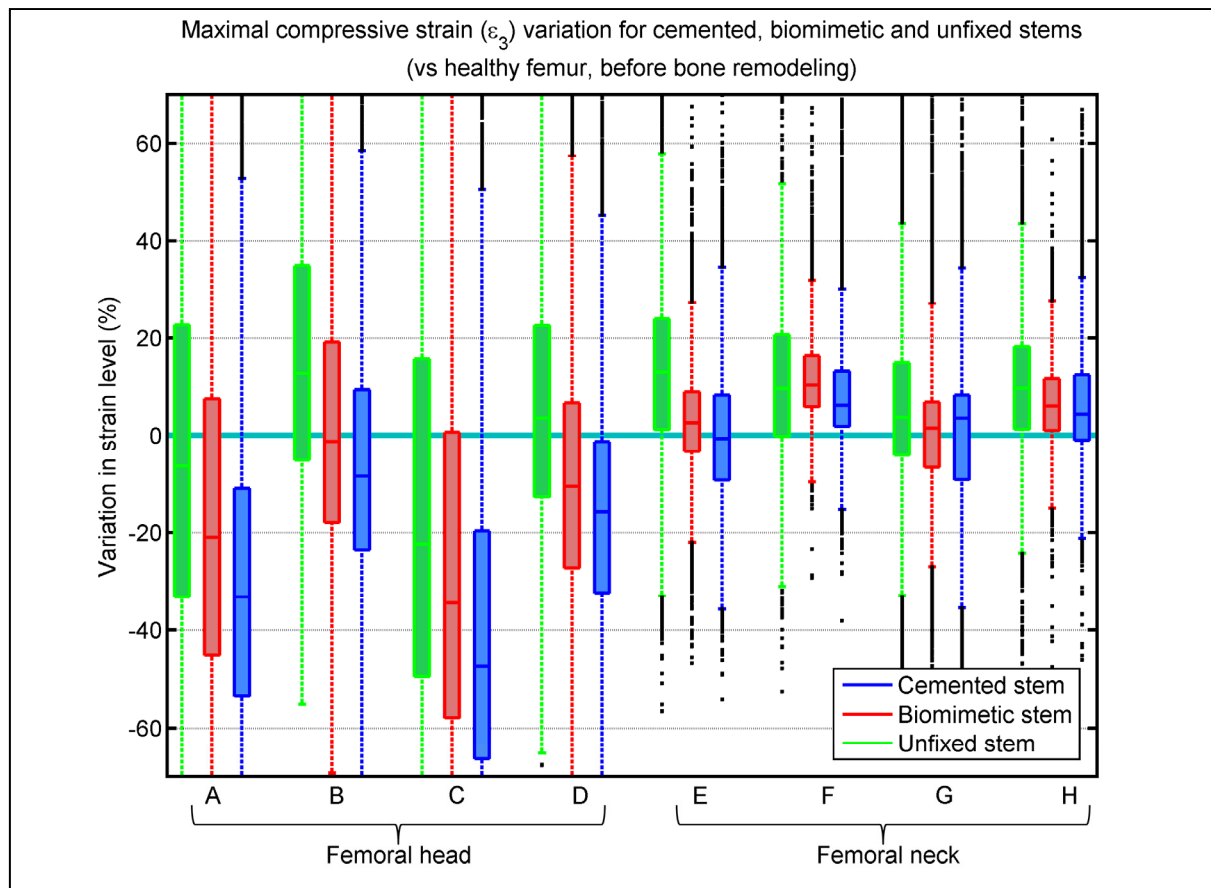


Figure 4.7 Box-plot representation of strain differences in percentage between unfixed, biomimetic and cemented stems with healthy femur as reference, before the bone remodeling process

The principal compressive strain (ϵ_3) differences before and after bone remodeling are presented in percentages of the biomimetic and cemented stems versus the unfixed stem on the box-plot graph of Figure 4.8 ((heel-strike load case is shown). Before bone remodeling, Figure 4.8 indicates that zones A and C (supero-lateral part of the femoral head) of the cemented stem model are the most strain shielded, with medians of -28.1% and -32.3% respectively. The biomimetic stem model has better results with medians of -15.6% and -15.2% for the same two zones A and C. Zones B and D (infero-medial part of the femoral head) are strain shielded at -14.1% and -20.2% for the biomimetic and cemented stems respectively. Zones E to H represent the femoral neck; zone E is strain shielded for the biomimetic stem (-10.2% for median value) and the cemented stem (-13.3% for median value). The other three zones show no clear trend, indicating similar states of strain to the unfixed model.

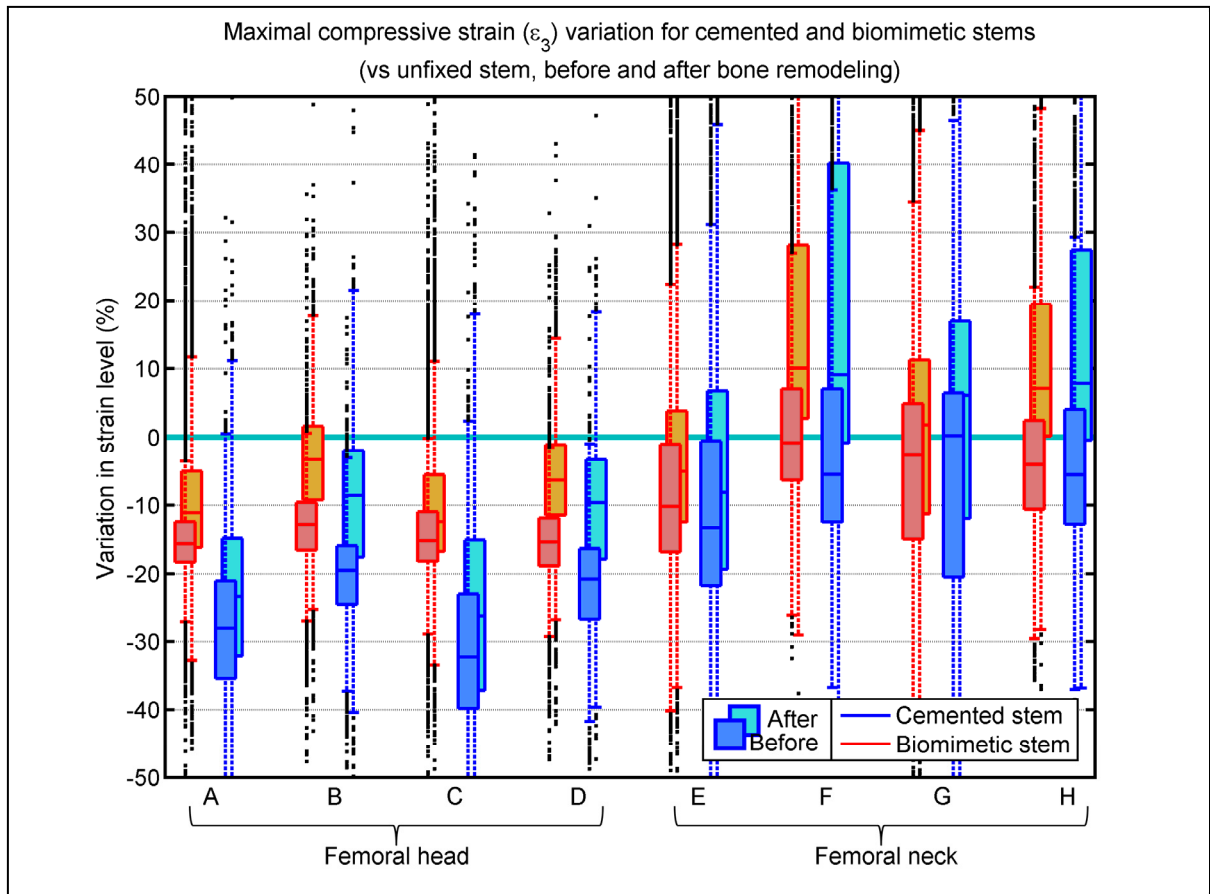


Figure 4.8 Box-plot representation of strain differences in percentage between cemented/biomimetic stems and unfixed stem as reference, before and after the bone remodeling process.

After bone remodeling, all four quadrants of the femoral head (A-D) in both fixed models are strain shielded when compared with the unfixed model. Figure 4.8 also shows that the level of strain shielding is reduced (-30.2% to -24.8% in zones A and C of the cemented stem) as a result of the bone remodeling process. In all cases, the biomimetic stem is closer to the unfixed stem than to the cemented stem. In the femoral neck (E to H), only zone E is observed to be still slightly strain shielded. Results for Zones F-H show that both fixed models lead to strains higher than the unfixed model, indicating that the unfixed model is strain shielded when compared with both fixed models.

4.6 Discussion

Metaphyseal fixation in femoral component of HR may improve short and mid-term implant survival and allow resurfacing implant to be used in patients with poorer femoral head bone quality (Amstutz et al., 2007c). However, cementing the stem increases strain shielding and may compromise long-term performance and survival of the implant. The use of a biomimetic stem in HR could provide an implant with distal fixation producing minimal stress changes in the femoral head. By performing FEMs of a commercially available resurfacing implant with three different fixation types (unfixed metallic stem, biomimetic material osseointegrated stem and cemented metallic stem) it was found that cementing the stem increases strain shielding in the femoral head when compared with the unfixed stem. The results presented in the current study indicate that the superior aspect of the femoral head has strain values reduced by as much as 30% if the stem is cemented, indicating that this zone is at risk of bone resorption. The use of the biomimetic material showed that strain values were reduced by 15% (i.e. a 50% reduction of the strain shielding effect relative to the cemented metallic stem) at the same location, indicating that while the risk of bone resorption is reduced, it is not eliminated. The bone remodeling simulations also indicated density changes due to the change in load transfer mechanism.

One of the main limitations of this study is the fact that it was conducted with only one patient-specific femur and optimally positioned implants; inter-patient variability cannot be considered accounted for in our study. Furthermore, this particular femur may not be an adequate candidate to properly replicate a case in which stem fixation is desired, as it does not have any femoral head deficiency. Finite element bone remodeling simulations also have their limitations. They can be used effectively in comparing models, but their validity has yet to be demonstrated clinically. Another main limitation of the current study is the modeling method for interfaces: cement-implant, bone-implant and bone-cement interfaces were modeled as perfectly bonded along the entire length of the stem, which is not representative of the clinical situation. Also, the curing conditions of bone cement affects local interface and bone stresses (Nuño et Avanzolini, 2002; Nuño, Madrala et Plamondon, 2008). Load transfer

to the surrounding bone would be affected by these effects that are not taken into account in the current study. Furthermore, experimental validation should be conducted on the biomimetic stem to evaluate if its mechanical behaviour can be approximated by an isotropic linear elastic material.

Cementing the stem has been tested clinically, and several studies have found this technique to be effective on patients with poor femoral head bone quality, at least after short periods of follow-up (Amstutz et al., 2007a; Amstutz et Le Duff, 2008). Other finite element studies have shown that cementing the stem could lead to detrimental stress shielding in the femoral head (Little et al., 2007; Radcliffe et Taylor, 2007a; Taylor, 2006), although the technique does not appear to have any clinically observable detrimental effect (Amstutz et Le Duff, 2009).

Fixation of a metallic stem by osseointegration rather than cementation has been tested clinically by Lilikakis et al. (Lilikakis, Vowler et Villar, 2005) using a commercially available implant (the Cormet 2000). The implant with all internal surfaces, including the stem, was coated with an hydroxyapatite layer to facilitate osseointegration. It was found that survivorship of the femoral component after 2 years was 98.6%, but neck narrowing was a common radiographic finding. Another clinical study by Katrana et al. (Katrana et al., 2006) found that cemented femoral components led to more neck narrowing than uncemented femoral components, again indicating that implants with cemented stems have load transfer mechanism different from implants with uncemented stems, and that neck narrowing could be an indication of that change in load transfer mechanism. Neck narrowing has also been observed clinically, but has not so far been correlated with clinical symptoms or femoral neck fracture (Spencer et al., 2008). A recent clinical study showed a 60% occurrence of neck narrowing in a series of 57 hips (Laffosse et al., 2011); valgus positioning of the femoral component was significantly associated with higher diminution of neck diameter, leading the authors to propose altered load paths as the underlying cause of neck narrowing.

The results presented in the current study indicate that a change in load transfer mechanism occurs when the stem of the resurfacing implant is fixed, regardless of whether this fixed stem is metallic or made of biomimetic composite material. The strain increase at the tip of the stem and in the distal part of the femur is reproduced in both models of fixed stems. The use of a more distal fixation allows for load transfer through this part of the femur rather than through the femoral head, which was precisely the goal sought by fixating the stem. The main difference in the strain pattern calculated is the higher (presumably healthier) strain levels in the superior part of the femoral head obtained for the biomimetic stem compared to the cemented metallic stem case. This indicates that an osseointegrated biomimetic stem with bone matching properties should perform better in the long term than a cemented metallic stem.

Because the bone remodeling model used in this study does not allow for bone shape changes, it is not possible to know if the density changes observed in the femoral neck would translate to neck narrowing, or if fixation of the stem would affect its importance. The possibility that the patient whose femur was modeled was not at risk of having neck narrowing cannot be ruled out either. As the aetiology and risk factors of this particular complication are not currently known, it is not possible to assess whether its origin is mostly mechanical (strain shielding) or is related to osteolysis (wear debris). Osteolytic lesions on the femoral neck have been reported in the literature (Amstutz et Le Duff, 2009), and cementing the stem has not been shown to have an influence on its incidence, although cemented implants were shown to lead to more occurrences of neck narrowing than their uncemented counterparts (Katrana et al., 2006).

4.7 Conclusion

The current study is a preliminary finite element analysis showing that cementing the metaphyseal stem of HR femoral components increases strain shielding in the femoral head trabecular bone, particularly in the supero-lateral zone situated underneath the spherical part of the implant, and that the biomimetic stem reduces the phenomenon significantly. An

osseointegrated stem made of the new biomimetic composite material can provide the kind of metaphyseal fixation sought by cementing of the stem, without increasing strain shielding as much as a cemented metallic stem does. The bone remodeling simulations suggest that after a few months strain distribution in the femoral head of this new biomimetic implant would be similar to the strain distribution in an unfixed stem metallic implant, indicating that a biomimetic stem, i.e. one with bone matching mechanical properties represents an interesting alternative when fixation extension is desired.

4.8 Acknowledgements

The authors would like to thank Dr Manuel Garcia-Aznar, Dr M^a Angeles Pérez and the research group at the University of Zaragoza for their valuable help in adapting the anisotropic bone remodeling model to work with our FE models.

The authors would also like to thank National Sciences and Engineering Research Council (NSERC), Fonds québécois de la recherche sur la nature et les technologies (FQRNT) and Programme Mentor for their financial support.

CHAPITRE 5

INFLUENCE OF THE INTERFACE MODELING METHOD ON LOAD TRANSFER IN A HIP RESURFACING ARTHROPLASTY FOR DIFFERENT STEM FIXATION SCENARIOS

Christiane Caouette¹, Martin N. Bureau^{2,3}, Pascal-André Vendittoli⁴,
Martin Lavigne⁴, Natalia Nuño¹

¹ Département de Génie de la production automatisée, École de technologie supérieure,
1100 Notre-Dame Ouest, Montréal, Québec, Canada H3C 1K3

² Advanced Polymer Composites Research Group, National Research Council of Canada
(NRC), Boucherville, Québec, Canada

³ Groupe de recherche en sciences et technologies biomédicales (GRSTB), École
Polytechnique de Montréal, Montréal, Québec, Canada

⁴ Hôpital Maisonneuve-Rosemont, Université de Montréal, Québec, Canada

Soumis à *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*
(GCMB-2012-0363)

5.1 Résumé

L'analyse par éléments finis (ÉF) est un outil couramment employé pour l'évaluation préclinique des implants orthopédiques tels que les composantes fémorales de resurfaçage de la hanche, incluant l'évaluation de différents scénarios de fixation de la tige d'alignement (cimentation vs ostéointégration, etc). La plupart des modèles ÉFs utilisent des éléments contact surface à surface pour modéliser les interfaces de transfert de charge qui connectent l'os, le ciment osseux et l'implant et négligent les effets mécaniques de phénomènes comme les contraintes résiduelles découlant de la polymérisation du ciment osseux pour différents scénarios de fixation de la tige. Quatre modèles d'un implant commercial (Durom™) ont été utilisés pour modéliser différents scénarios de fixation: une tige cimentée, une tige

frictionnelle, une tige partiellement collée et une tige complètement collée, avec et sans les contraintes résiduelles engendrées par la polymérisation du ciment osseux. L'inclusion des contraintes résiduelles a causé une réduction de la décharge mécanique dans la partie supéro-latérale de la tête fémorale, et des variations localisées de -850 à $+850$ $\mu\epsilon$ dépendamment du scénario de fixation de la tige. Le stimulus de remodelage osseux a été affecté de manière similaire, et les micromouvements os-tige ont augmenté de 0 à 61% de la surface disponible soumise à des micromouvements entre 10 et 40 μm si les contraintes résiduelles sont incluses. En raison de son effet non-négligeable sur la décharge mécanique, le stimulus de remodelage et les micromouvements, la polymérisation du ciment osseux dans le resurfaçage mériterait d'être étudiée plus profondément.

5.2 Abstract

Finite element (FE) analysis is a widely used tool for extensive preclinical testing of orthopaedic implants such as hip resurfacing femoral components, including evaluation of different stem fixation scenarios (cementation vs osseointegration, etc). Most FE models use surface-to-surface contact elements to model the load-bearing interfaces that connect bone, cement and implant and neglect the mechanical effects of phenomena such as residual stresses from bone cement curing. The objective of the current study is to evaluate and quantify the effect of the load-bearing interface modeling methods and related phenomena such as residual stresses from bone cement curing in different stem fixation scenarios. Four models of a commercially available implant (Durom™) were used to model different stem fixation scenarios: a cemented stem, a frictional stem, a partially and completely bonded stem, with and without residual stresses from bone cement curing. The inclusion of residual stresses from bone cement curing caused a reduction of strain shielding in the supero-lateral aspect of the femoral head, and localised variations of -850 $\mu\epsilon$ to $+850$ $\mu\epsilon$ depending on the stem fixation scenario. Bone remodeling stimulus was similarly affected, and stem-bone micromotions were increased from 0% to 61% of the available surface subjected to micromotions between 10 to 40 μm with the inclusion of residual stresses. Given its non-

negligible effect on strain shielding, remodeling stimulus and micromotions, bone cement thermal contraction in hip resurfacing should be further studied.

5.3 Introduction

Finite element (FE) modeling is widely used as a tool for preclinical testing of orthopaedic implants such as those used in hip resurfacing (HR). It is an inexpensive method that can be used to extensively analyse an implant and study the effects of diverse parameters such as implant positioning, implant fixation type (unfixed, cemented) or cement mantle thickness. Strain or stress shielding and implant stability are the usual main points of interest, as they are the main indicators of clinical implant survival rates that a FE model can help to predict and improve.

HR is a viable alternative to total hip arthroplasty (THA) in young and active patients. In most cases of HR, the acetabular cup is press-fitted and the dome of the femoral component is cemented. In cases where femoral head deficiencies (presence of bone cysts, necrotic bone, osteopenia, etc.) are present, it has been recommended to cement the alignment stem as well in order to improve implant stability (Amstutz et Le Duff, 2009; Amstutz et al., 2007c). Extending the fixation to the metaphysis has been shown to be effective, with a survivorship of 98.2% at 5 years (Amstutz et Le Duff, 2009) on hips with small femoral components (< 48 mm) or with large femoral defects (> 1 cm).

However, FE studies have shown that fixing the full length of the stems of resurfacing implants, either by using cement or as a result of osseointegration, led to decreases in stresses and strains in the femoral head trabecular bone (Ong et al., 2006; Pal, Gupta et New, 2009a; Radcliffe et Taylor, 2007a; Taylor, 2006). For instance, in a recent finite element study on SRA, Ong et al. (2006) evaluated the effect of different fixation scenarios (bonded/frictional head-bone interface, bonded/frictional stem-bone interface) on femoral bone strains and found that most fixation scenarios would lead to bone formation at stem tip and bone resorption in the femoral head, with an unfixed stem reducing these effects.

In a previous study on hip resurfacing implants (Caouette et al., 2012), we concluded that a cemented metallic stem was undesirable when compared with an overreamed unfixed metallic stem or a bonded biomimetic stem because of increased strain shielding in the femoral head and more load transfer through the stem. These results were valid for a cement-implant interface that was assumed to be perfectly bonded. In a recent experimental study, Scheerlinck, Delport et Kiewitt (2010) reported a prevalence of proximal cement-implant interfacial gaps of about 10% of the available bonding surface, with the presence of cement defects (cement thickness < 1 mm) of between 4 and 20%. The bone-cement and osseointegrated bone-implant interfaces in the previous study (Caouette et al., 2012) were also perfectly bonded over all the available surface.

Modeling assumptions of the load-bearing interfaces affect the load path. In a recent finite element study of hip resurfacing implants, Pal, Gupta et New (2009a) modeled a stem-bone interface with imperfect bonding by applying a gap of 100 μm and no gap with friction coefficients of 0, 0.25 and 0.4 to frictional contact elements. Their results showed that the predicted bone resorption in the supero-lateral aspect of the femoral head varied depending on absence or presence of a gap at the stem-bone interface, but that varying the friction coefficient for gapless interfaces had little effect on stress-strain state or bone remodeling. It was also shown by Taylor (2006) that increasing the length of the stem-bone bonded zone (0%, 50% and 100% of total length in contact) lead to increased strain shielding in the femoral head and created an overstrained zone at stem tip.

The state of the bone-implant interface depends on the type of fixation being modeled (unfixed, uncemented) and the time point at which it is simulated (before or after the osseointegration process has completed). For an unfixed implant, frictional contacts are usually considered adequate to model the bone-implant interface (Taylor, 2006). For an uncemented implant, frictional contacts are adequate if the simulation takes place before the osseointegration process, and bonded contacts are usually used for simulations after the

osseointegration process (Caouette et al., 2012; Pal, Gupta et New, 2009a), assuming perfect osseointegration on 100% of the available surface.

Concerning the postoperative stem-bone gap of unfixed HR femoral components, it was noted by Dickinson, Taylor et Browne (2012) that a gap around the stem precluding direct contact with bone is unlikely to be a permanent situation: new bone will eventually fill the gap and lead to intimate contact (perfectly conforming gapless) between stem and bone. Their simulations of stem-bone interface healing using a mechanoregulated mesenchymal cell differentiation algorithm combined with bone adaptation showed that bone density around the stem would progressively increase and allow the stem to bear part of the load. Most studies do not model the bone healing process that would fill out any stem-bone gap. The over-reamed stem hole from conventional HR operative technique is therefore assumed to be filled immediately with mature bone, or to remain.

The implant-cement interface is usually modeled as either perfectly bonded or completely debonded using frictional contacts, a situation that may not be representative of reality. In a recent experimental study on cadaver femurs with polymeric implants that made CT-scan usable for evaluation, Scheerlinck, Delport et Kiewitt (2010) found zones of no direct implant-cement contact, particularly in the dome region of the femoral component. While evaluating extreme femoral component positioning ($\pm 15^\circ$ vs natural stem-shaft angle) using finite element models, Ong et al. (2009) found implant-cement interface shear stresses as high as 10.9 MPa for *varus* positioning, a value which exceeds the estimated shear strength of that interface (6 MPa) and would likely cause debonding. Little et al. (2007) reported that in a related retrieval study, all femoral components could be separated from the bone/cement construct without damage to the cement surface, and no implant-cement bonding was observed. In a recent finite element study on THA models, Pérez et al. (2006) showed that the stem-cement debonding process by fatigue failure was dependent on implant geometry and surface finish, and is therefore difficult to predict. It was concluded in the literature that since there is chemical adhesion, the stem-cement interface mechanical behavior could be

accurately described by friction and residual stresses from cement curing (Mann et al., 1991; Nuño et Amabili, 2002; Nuño et Avanzolini, 2002).

Bone cement penetrates into the porous trabecular bone before it solidifies, creating the so-called interdigitated bone region. The bone-cement interface is therefore a geometric interlock between two porous materials. The depth of interdigitation varies between 1 to 5 mm (Beaulé et al., 2009; Mann et al., 1997), depending on cement viscosity and other factors. This interface is usually modeled with bonded contacts in the literature (Pal, Gupta et New, 2010; Taylor, 2006), as it is assumed to be rigid.

Bone cement curing is an exothermic reaction in which the cement expands before solidifying while at its peak temperature (Ahmed et al., 1982b; Madrala et Nuño, 2010; Madrala, Nuño et Bureau, 2010). It then cools down to body temperature, creating residual stresses within the cement mantle that have been evaluated both experimentally (e.g., Lennon et Prendergast (2002), Nuño, Madrala et Plamondon (2008)) and numerically (e.g., Ahmed et al. (1982a), Briscoe et New (2010)). In a cylindrical geometry (metallic stem inside a cement mantle), residual stresses create pressure at the stem-cement interface which helps hold the implant in place by friction, even if the stem-cement interface is debonded. Residual pressures of up to 0.6 MPa were measured at the stem-cement interface of an idealized bone-cement-stem construct by Nuño, Madrala et Plamondon (2008).

It is known that modeling methods of interfaces and residual stresses from bone cement curing affect load transfer in THA. The likelihood of the method of interface modeling affecting the load transfer pattern and bone strains is high, and yet there is no study (to the authors' knowledge) that have attempted to quantify this effect in hip resurfacing. The objective of the current study is therefore to evaluate and quantify the effect of the modeling method of load-bearing interfaces on bone strains, implant stability and predicted bone density changes for different fixation scenarios in hip resurfacing arthroplasty.

5.4 Materials and Methods

5.4.1 The FE models

A model of a commercially available implant with four different fixation scenarios was used. This model is based on the model in Caouette et al. (Caouette et al., 2012). The femur was obtained from CT-scan images of a patient who received a 52-mm in diameter Durom™ implant (from Zimmer Corp). The virtual implant was cemented as per recommendations of the manufacturer (1-mm thick cement mantle underneath the spherical dome of the implant to cover the femoral head exposed trabecular bone surface, no cement on the alignment stem, except for the cemented stem fixation scenario). All implants were positioned at 5° valgus versus the native neck-diaphysis angle. Final positioning of the implants was verified by two surgeons (co-authors PAV and ML of the current study). The fixation scenarios (see geometry of the models on Figure 5.1a, mesh and load case are also shown) are a cemented stem, a frictional stem, a partially bonded stem and a bonded stem. A model of the healthy femur is also used for comparison purposes.

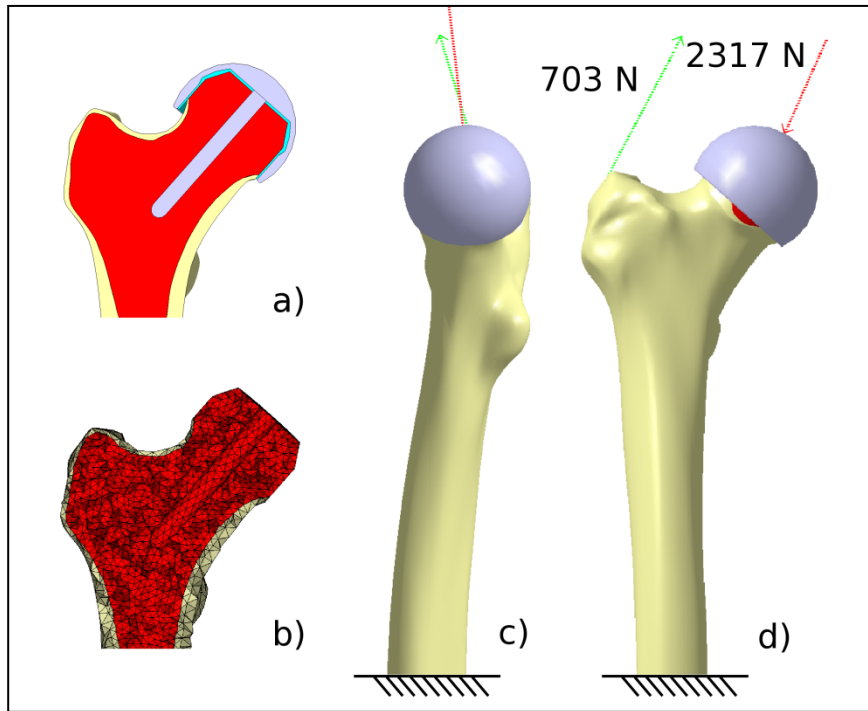


Figure 5.1 Hip resurfacing model a) geometry of the model b) mesh c) load case, medial view d) load case, frontal view

All materials were considered linearly elastic in the models. Heterogeneous trabecular bone material properties were obtained from the CT-scan using a relationship from Rho, Hobatho et Ashman (1995). Density and elasticity modulus distributions (see Figure 5.2) in the trabecular bone were found to be in good agreement with experimental mechanical data from Morgan et Keaveny (2001). Cortical bone elasticity modulus was set at 17 GPa, and bone cement elasticity modulus at 2.07 GPa. The cobalt-chromium (CoCr) implant was modeled with an elasticity modulus of 210 GPa.

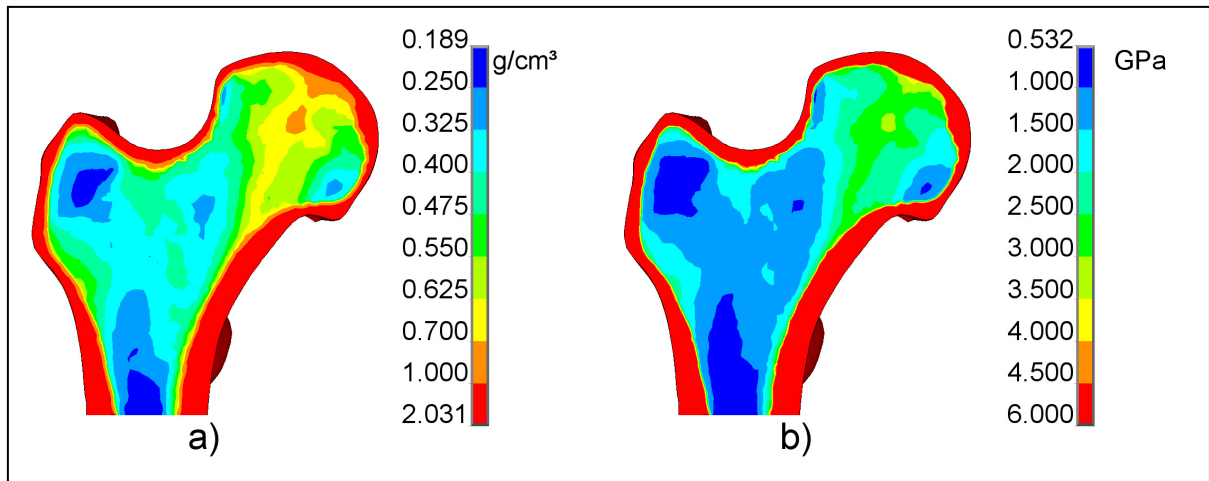


Figure 5.2 Trabecular bone apparent density and trabecular bone elasticity modulus

The models were meshed with 3-mm quadratic tetrahedrons in the regions of interest (femoral head and neck, see Figure 5.1b), and less refined mesh of 5-mm quadratic tetrahedrons were used in the distal part of the femoral bone. Mesh sizes were based on a mesh convergence study. The models are made of approximately 128 000 elements and 145 000 nodes. A load case representing healthy gait (Bergmann et al., 2001) is applied (see Figure 5.1c-d). Convergence of the contact elements was verified to ensure a realistic estimate of contact pressure and load transfer across load-bearing interfaces.

5.4.2 Interface modeling methods

The cement-implant interface (Figure 5.3) is modeled with frictional contact elements, and a friction coefficient of 0.4 was used (Taylor, 2006) for all fixation scenarios. As can be seen on Figure 5.3, initial intimate bone-stem contact is assumed for all interfaces (except for the cemented stem interface where intimate cement-bone and stem-cement contact is assumed, with a 1-mm thick cement mantle in between). In the current study, the bone-implant interface was modeled with frictional (frictional stem and distal part of partially bonded stem) or bonded contacts (bonded stem and proximal part of partially bonded stem). Bonded

contacts were used to model bone-cement interfaces. Table 5.1 gives a summary of the contact types used for the four fixation scenarios.

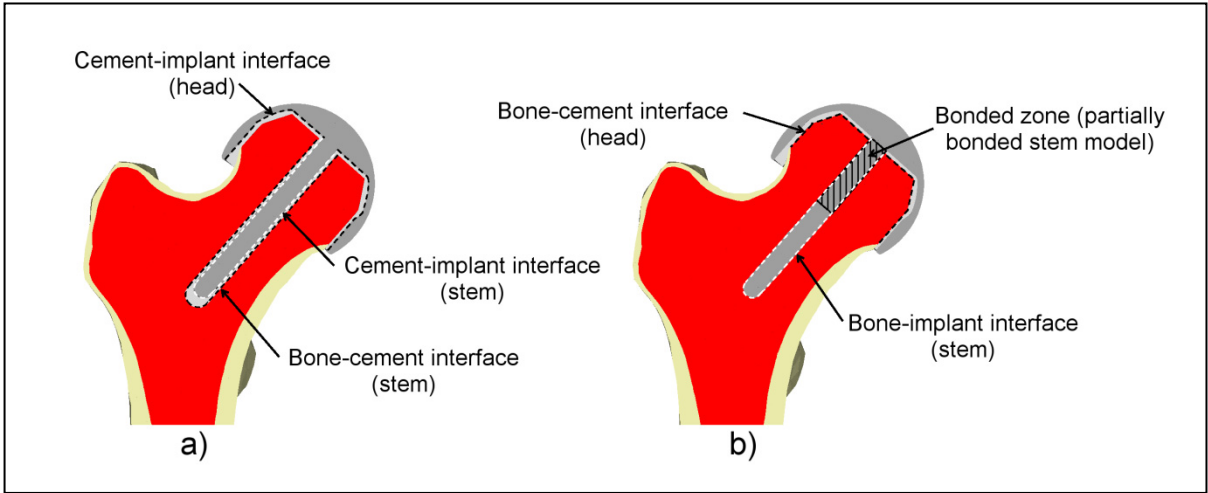


Figure 5.3 Geometries of the interfaces for a) cemented stem model, and b) bonded, partially bonded and frictional stem model

Table 5.1 Types of contact elements used for the four interface types (fixation scenarios)

Interface	Fixation scenario			
	Cemented stem interface	Frictional interface	Partially bonded interface	Bonded interface
Cement-implant interface (head)	Frictional contacts			
Cement-implant interface (stem)	Frictional contacts	N/A	N/A	N/A
Bone-cement interface (stem)	Bonded contacts	N/A	N/A	N/A
Bone-cement interface (head)	Bonded contacts			
Bonded zone (partially bonded stem interface)	N/A	Frictional contacts	Bonded contacts	Bonded contacts
Bone-implant interface (stem)	N/A	Frictional contacts	Frictional contacts	Bonded contacts

5.4.3 Bone cement curing modeling method

Bone cement curing was modeled using thermal simulations of cement temperature decrease from 50°C (Pérez et al., 2009) and 80°C (Madralla et Nuño, 2010; Orr, Dunne et Quinn, 2003) to body temperature (37°C). Residual compressive pressure on the bone-cement interface (internal surface of the bone cement cylindrical shape) was found to be within the same range (mean of 0.5 to 1.0 MPa, with localised peaks of 2.0 MPa) as published numerical values (1.0 - 2.5 MPa (Ahmed et al., 1982a), 2.4 – 3.6 MPa (Nuño et Amabili, 2002)) for cylindrical models representing THAs.

5.4.4 Results presentation

Bone cement curing is applied to all four fixation scenarios to assess its effect on strain shielding, predicted density changes, stresses within the implant implant primary stability. Models with bone cement curing are compared with their respective counterparts without bone cement curing.

5.4.4.1 Strain shielding evaluation

The effect of stem fixation scenario and bone cement curing on bone stress was assessed using maximal compressive strain, as in a previous study (Caouette et al., 2012). Differences in compressive strain resulting from simulation of bone cement curing presented in the result figures are obtained using Equation 5.1:

$$\delta \varepsilon_3^{comparison}(x_i, y_i, z_i) = \varepsilon_3^{compared\ model}(x_i, y_i, z_i) - \varepsilon_3^{reference\ model}(x_i, y_i, z_i) \quad (5.1)$$

where the reference model is one of the four fixation scenarios and the compared model is its counterpart without bone cement curing.

5.4.4.2 Bone remodeling evaluation

The effect of stem fixation scenario and bone cement curing on bone remodeling was assessed using bone stimulus as obtained from the stress-strain state within the femoral bone. Doblare's anisotropic bone remodeling model was used (Doblaré et Garcia, 2002), and results are presented as predicted density changes. Differences in predicted density changes from simulation of bone cement curing are obtained from Equation 5.1.

5.4.4.3 Implant stress and primary stability

Von Mises stresses within the femoral component for the four fixation scenarios with bone cement curing are also presented, as is implant primary stability for the frictional stem fixation scenario.

5.5 Results

5.5.1 Bone strains within the femoral head

Simulations of interfaces with bone cement thermal contraction starting from maximal temperature of 50°C showed maximal compressive strain variations of -80 to 70 $\mu\epsilon$ with their 80°C maximal temperature counterparts for models with healthy gait loading. Because these differences between the 50°C and 80°C maximal temperature model are small, only models with maximal starting temperature of 80°C are presented.

Figure 5.4 shows maximal compressive strain (ϵ_3) for standard interfaces (no cement thermal contraction) on cemented stem, frictional, partially bonded and bonded interface. The absolute difference of compressive strain for interfaces with cement curing with their counterparts without cement curing as reference is also presented on Figure 4. The strain distributions of Figure 5.4 show similar low levels of strain in the supero-lateral part of the femoral head for the four models (-389, -440, -412 and -419 $\mu\epsilon$) vs -735 $\mu\epsilon$ for the healthy femur, and higher strains in the infero-medial (-631 and -596 $\mu\epsilon$ for the cemented stem and frictional interface, respectively) and center zones of the femoral head (-642 and -591 $\mu\epsilon$ for the cemented stem and frictional interface, respectively). These strains are still below the levels seen in the healthy femur (-815 and -926 $\mu\epsilon$ for the infero-medial and center zones, respectively). The partially bonded (-567 and -551 $\mu\epsilon$ for the infero-medial and center zones, respectively) and bonded (-542 and -519 $\mu\epsilon$ for the infero-medial and center zones, respectively) interfaces are both strain shielded relative to the healthy femur (-816 and -926 $\mu\epsilon$ for the infero-medial and center zones, respectively). A zone of overstrain at stem tip is

also visible on frictional and partially bonded interfaces. With localised values of -8419 and -8107 $\mu\epsilon$ for the frictional and partially bonded interfaces, this zone is subjected to strain levels that are above yield strain for trabecular bone of that anatomic region (-7000 $\mu\epsilon$ (Morgan et Keaveny, 2001)).

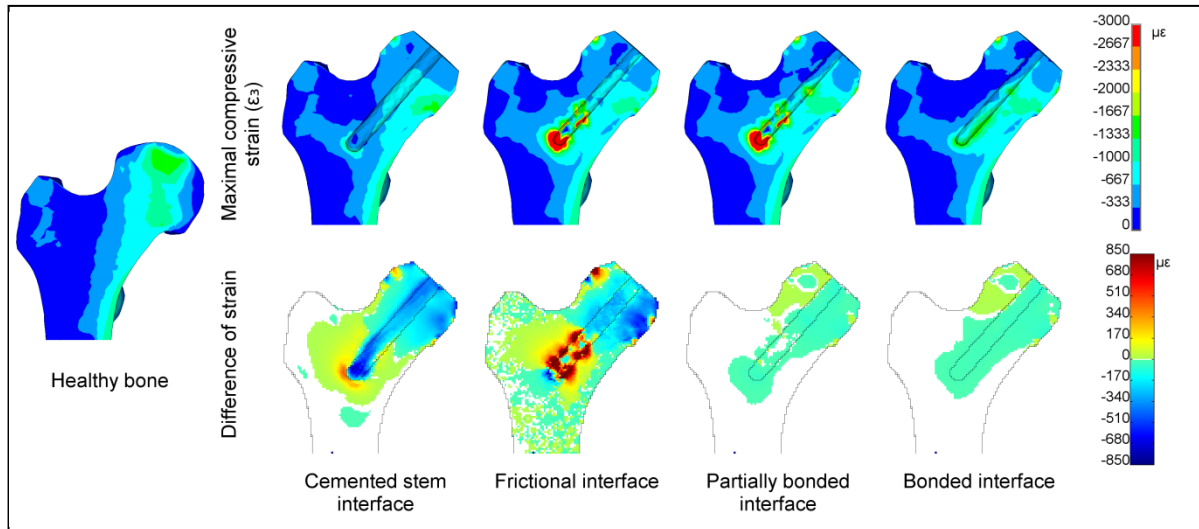


Figure 5.4 Maximal compressive strain (ϵ_3) in proximal femoral bone (cortical and trabecular bone is shown) for cemented stem interface, frictional interface, partially bonded interface and bonded interface without cement curing (healthy gait loading is shown). Difference of strain for all four interfaces with cement curing compared with their counterpart without cement curing. Healthy bone is also shown for comparison purposes

The absolute difference of compressive strain for models with bone cement curing show increases in compressive strain for the cemented stem and frictional interface in the supero-lateral (-72 and -20 $\mu\epsilon$, respectively), infero-medial (-281 and -403 $\mu\epsilon$ respectively) and center parts (-554 and -247 $\mu\epsilon$, respectively) of the femoral head. The localised maxima found at step tip for the frictional interface is also increased (-1600 and -128 $\mu\epsilon$, respectively). The cemented stem also has increased compressive strain at stem tip (-267 $\mu\epsilon$), but its value remains at a physiological level (-1365 $\mu\epsilon$). For the partially bonded and bonded interfaces, strain variations are lower (from -150 to 170 $\mu\epsilon$); the use of bonded contacts appears to preserve the initial load path and limit strain changes in bone.

5.5.2 Predicted bone density changes in the femoral head

Figure 5.5 shows the predicted bone apposition/resorption for interfaces without on cemented stem, frictional stem, partially bonded stem and bonded stem. The bone density change distributions are similar. All distributions show a small zone of resorption below and medially of the intertrochanteric crest (-0.005 g/cm^3) and a zone of apposition in the infero-medial portion of the femoral head and neck ($+0.005 \text{ g/cm}^3$). Figure 5.5 shows increases of $+0.0025 \text{ g/cm}^3$ in bone density in the infero-medial part of the femoral head for all four models, with a zone of $+0.005 \text{ g/cm}^3$ increase in the center of the femoral head for the cemented stem. The frictional stem model shows a zone of $+0.025 \text{ g/cm}^3$ in the center of the femoral head. The frictional and partially bonded stems show an increase of $+0.0381$ and $+0.0371 \text{ g/cm}^3$ respectively. However, the bone remodeling model used in the current study does not have a yield strain threshold and will predict apposition on zones strained above yield strain. These bone density changes are in agreement with the compressive strain distributions presented on Figure 5.4.

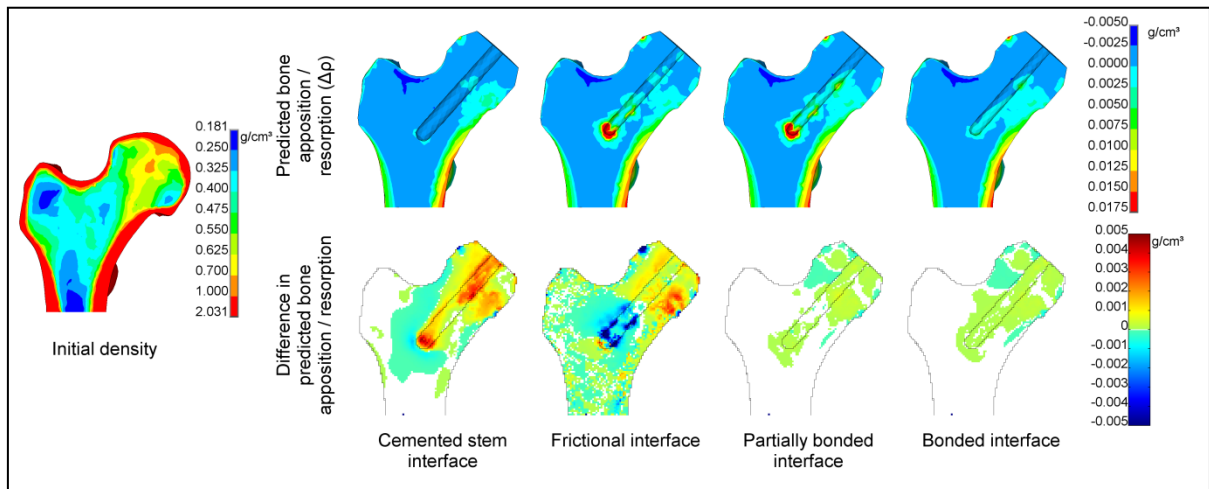


Figure 5.5 Predicted bone apposition / resorption ($\Delta\rho$) in proximal femoral bone (cortical and trabecular bone is shown) for cemented stem, frictional interface, partially bonded interface and bonded interface with healthy gait loading. Initial bone density is also shown for comparison purposes

The differences in predicted bone apposition/resorption for interfaces with cement thermal contraction of Figure 5.5 show that the bone remodeling stimulus is not very affected by cement thermal contraction if bonded contacts are used on part of the stem. The partially bonded and bonded show minimal difference varying between -0.001 and $+0.001$ g/cm^3 . In the cemented stem, the maximal predicted density decrease in the center of the femoral head is reduced from -0.0017 to -0.0005 g/cm^3 (0.0031 to -0.0008 g/cm^3 for the frictional stem). The supero-lateral aspect of the femoral head shows moderate density increase ($+0.001$ g/cm^3 for the cemented stem and frictional interface). These bone density changes are in agreement with the compressive strain differences distributions presented on Figure 5.4.

5.5.3 Stresses within the femoral component

Von Mises stress in the femoral component for the cemented stem, frictional, partially bonded and bonded interfaces with cement thermal contraction are presented on Figure 5.6. Stresses within the spherical head of the implant are relatively low (0-10 MPa) compared to stresses within the stem (0-50 MPa). A stress concentration zone can be seen at the head-stem junction. For the cemented stem and frictional interface, this zone shows stresses of 52 and 66 MPa respectively. Fixing the stem by means of bonded contacts increases stress in that zone to values of 101 and 105 MPa for the partially bonded and bonded interfaces respectively. These values are not high enough to cause static failure of the implant (CoCr ultimate strength is 1449 MPa (Marrey et al., 2006)), but may contribute to fatigue failure in the long term (CoCr fatigue strength is estimated at 207 MPa (Marrey et al., 2006)).

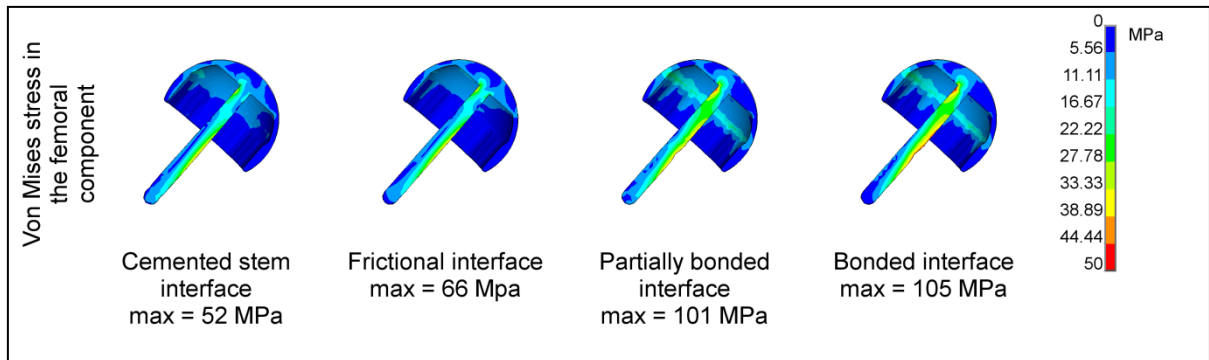


Figure 5.6 Frontal cut view of Von Mises stress within the femoral component

5.5.4 Implant stability

Figure 5.7 shows the gap distance and micromotions for interfaces with cement curing for frictional stem with and without gait loading. In the absence of loading, a gap of 10 to 15 μm is formed by cement contraction at the chamfered rim of the femoral head. This gap is reduced to small zones of 5 to 10 μm with the application of the normal gait loading, but a gap of 40 to 45 μm remains on small sections of the largest diameter ring at the bottom of the chamfered rim. The presence of such gaps indicates that the cement mantle no longer touches the implant surface in some areas.

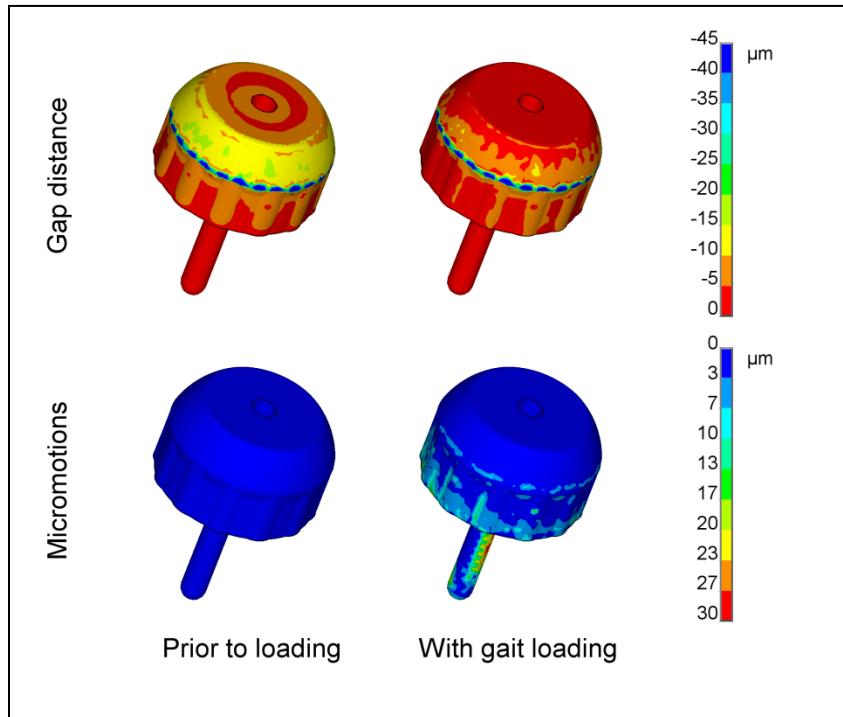


Figure 5.7 Gap distance and micromotions at cement-implant and stem-bone interface for frictional stem with cement curing, without and with gait loading

Micromotions at stem-bone interface for the frictional interface with gait loading with cement curing presented on Figure 5.7 are quantified in Table 5.2 and compared with the standard frictional stem. Whereas for the frictional interface without cement curing micromotions at bone-stem interface are below 10 μm , the frictional stem with cement thermal shrinkage shows approximately 61% of its stem-to-bone surface to be subjected to micromotions of 10 to 40 μm . These levels are below the 50 μm (Fernandes et al., 2002) threshold that would preclude osseointegration of the stem.

Table 5.2 Percentages of surface submitted to micromotions on the stem-bone interface of the friction stem with and without bone cement curing model

	Frictional stem model (for $T_{\text{high}} = 80^{\circ}\text{C}$)	
Sliding distance	Without bone cement curing	With bone cement curing
$\leq 10 \mu\text{m}$	100 %	39.4 %
$10 < 20 \mu\text{m}$	0 %	28.2 %
$20 < 30 \mu\text{m}$	0 %	25.8 %
$30 < 40 \mu\text{m}$	0 %	6.5 %
$40 < 50 \mu\text{m}$	0 %	0 %
$50 \mu\text{m}$	0 %	0 %

5.6 Discussion

The objective of the current study was to evaluate the effect of the modeling method of load-bearing interfaces on bone strains, bone-implant micromotions, stresses within the implant and predicted bone density changes for four different fixation scenarios in hip resurfacing arthroplasty. The results showed that simulating bone cement curing by thermal contraction affects the results and leads to increased bone strains in the femoral head, increased stem-bone micromotions and apparition of a gap between the cement mantle and the chamfered part of the femoral head.

Results from the current study clearly show that the level of strain shielding observed under the dome of the femoral component is directly related to the type of interface used for fixation of the stem (cemented stem, bonded stem, partially bonded stem). As this zone is impermeable to X-rays and cannot be evaluated clinically, the strain shielding and bone resorption predicted by FEM results from various studies (Dickinson, Taylor et Browne, 2012; Gupta, New et Taylor, 2006; Ong et al., 2009) cannot be confirmed by clinical evaluation. Recent clinical studies have shown no apparent adverse effect to stem fixation by cementation, at least in the short term (Amstutz et Le Duff, 2009; Amstutz, Takamura et Le Duff, 2011). This could be due to the fact that nothing will be seen clinically until catastrophic failure of the implant (i.e. femoral neck fracture or implant stem rupture due to osteopenia in the femoral head, as described by Ong et al. (2006)). The current study offers

another possible explanation: because the FE models in those studies use perfectly bonded interfaces and do not feature load altering phenomena such as cement curing in their interface modeling method, they tend to overestimate the amount of strain shielding the femoral head is submitted to, thus overestimating the probability of bone resorption.

Results from the current study show that fixation of the stem, even partially, leads to decreased strains within the femoral head. These results are in accordance with another FE study investigating partial fixation of the stem (Taylor, 2006). Fixation of only the proximal part of the stem provides a more distal fixation while maintaining higher bone strains, as seen in a previous numerical study of hip resurfacing (Caouette et al., 2012). However, all interfaces in these FE models simulate perfect adhesion on 100% of surface available for bonding. This perfect bonding is not representative of clinical situations, where spot-welding of implants is observed, and implants with 30 to 40% of their available surface bonded are clinically stable (Song, Beaupré et Goodman, 1999). Such imperfect and uneven osseointegration could alter numerically obtained bone strains and change the outcome of simulations.

Campbell et al. (2006) report the frequent apparition of radiolucent lines around the stem. These radiolucent lines could indicate the presence of a sclerotic zone at stem tip, possibly due to bone overstrain. The finite element results of the current study indicate that if a stem-bone fixation as perfect as that modeled by bonded interface could be achieved in a clinical setting, then the sclerotic zone at stem tip would likely not appear. Likewise, a cemented stem with a uniform cement mantle comparable to what was modeled (1 mm thickness) would act as a protective layer and limit bone strains at stem tip to a physiological level, likely precluding the apparition of the sclerotic zone. Such a uniform cement mantle is however unrealistic.

The unrealistic nature of the perfect bonding obtained with bonded contacts is also highlighted by stem-bone micromotions from Table 5.2: for a frictional stem interface with no cement curing, the model predicts no relative motion at all between stem and bone. The

use of bonded contacts for the bone-cement interface is equally unrealistic, as demonstrated by experimental studies that obtained measurable amounts of motion for this interface (Mann et al., 2008; Mann et al., 2009). These imperfections highlight the need for a modeling method capable of more accurate representation of bone-implant and bone-cement interfaces.

In a previous study (Caouette et al., 2012), we determined that the best fixation scenario in regards to strain shielding was an unfixed metallic stem, with an over-sized stem hole that prevented contact between stem and bone. This fixation scenario was unrealistic because the 1-mm gap between stem and bone will eventually be filled with bone as the adaptive bone remodeling process takes place (Dickinson, Taylor et Browne, 2012), leading to a fixation scenario much more like the frictional interface presented in the current study. This frictional interface shows an overstrained zone at stem tip that is likely to result in sclerotic bone, making this fixation scenario at risk of implant failure. The bonded stem interface of the current study does not show an overstrain at stem tip. Theoretically, this would mean that a femoral component with a perfectly osseointegrated stem would remain stable even if its cement-implant became debonded, making this the ideal scenario in terms of fixation.

Based on results from the current study, a cemented metallic stem with a uniform cement mantle 1 mm thick around the stem would seem to be the best stem fixation scenario in terms of overstrain. It does not generate a zone of overstrain at stem tip as frictional and partially bonded stems do, therefore diminishing the chances of sclerotic bone apparition. Stresses within the stem itself are also kept lower by this fixation method. However, this could be obtained at the expense of higher stresses within the cement mantle that could be detrimental to implant stability in the long term. A more detailed FE model of the cement mantle would have to be constructed in order to assess its fatigue life under the cement stress state generated by these fixation conditions. Also, because this fixation method increases strain shielding in the supero-lateral aspect of the femoral head, it is possible that osteopenia and eventually extensive bone resorption could result in a rupture of the femoral stem, as was described by Ong et al. (2006).

Several simulation methods of bone cement curing are available in the literature (Briscoe et al., 2010; Lennon et al., 2002; Pérez et al., 2009). These methods aim at simulating the process of cement polymerisation, from mixing to progressive solidification to cooling, in order to predict the state of stress within the cement mantle or the possibility of bone thermal necrosis. Residual stresses from bone cement curing are also suspected of causing pre-load cracks under certain conditions (Lennon et al., 2002). The modeling method of prescribed temperature decrease used in the current study is limited because the actual maximal temperature varies depending on thermal boundary conditions such as cement and stem initial temperature and total volume of cement (Little et al., 2008; Madrala et al., 2010; Madrala, Nuño et al., 2010). Recent experimental studies showed maximal temperatures of 80°C (Madrala et al., 2010) to 110°C (Janssen et al., 2011) for bone cement during curing: the current study's hypothesis of a 80°C maxima is therefore not an extreme value. Several key parameters such as uneven temperature distribution and heat generation of the cement polymerisation process that could affect the magnitude of the maximal cement temperature (Pérez et al., 2009) are also neglected. The method used in the current study was chosen for its ease of application in a FE model. It was deemed sufficient for to evaluate the effect on bone strains of altering load-bearing interface conditions through bone cement curing.

Other limitations of the current study include the fact that only one patient-specific femur with an optimally positioned implant was used; inter-patient variability is not accounted for in the current study. Also, initial intimate bone-stem contact was assumed on all models, i.e. the bone healing process that would fill out any stem-bone gap is not simulated. The over-reamed stem hole is therefore assumed to be filled immediately with mature bone having natural mechanical properties (i.e., mechanical properties extrapolated from CT-scan data). Bone-cement interdigitation was not simulated, but its rigidity is known to be lower than that of bone or cement (Race, Mann et al., 2007) and could affect load transfer. Furthermore, experimental mechanical validation should be conducted on a physical specimen to evaluate bone strains due to bone cement curing in a hip resurfacing implant. No progressive

degradation of bone-cement or implant-cement interface was simulated, nor was cement creep: all these effects would alter bone strains over time.

5.7 Conclusion

The current finite element study provides an understanding of the effects of different fixation scenarios on bone strains, and also highlights the fact that bone cement curing affects bone strains, bone-implant relative motions and predicted bone apposition/resorption. In THA, bone cement curing is thought to generate pre-load cracks within the cement mantle if certain conditions are met. Because the same could be true of hip resurfacing, bone cement curing should be further studied on hip resurfacing systems.

CHAPITRE 6

MISE AU POINT DE L'ÉLÉMENT INTERFACE OSTÉOINTÉGRABLE ET DÉGRADABLE

Les sections 1.4.2.3 et 1.4.2.4 de la revue de littérature présentée au chapitre 1 ainsi que l'article présenté au chapitre 5 ont mis en relief les limites des méthodes traditionnelles de modélisation des interfaces de transfert de charge dans les modèles ÉFs d'implants orthopédiques. Ces méthodes traditionnelles (éléments contact surface à surface de type collé ou frictionnel principalement) peuvent difficilement simuler des phénomènes comme l'endommagement progressif des interfaces os-ciment ou l'ostéointégration des interfaces os-implant. Or, il a été démontré que ces comportements progressifs affectent la rigidité des interfaces et donc la stabilité des implants (Miller et al., 2010).

La cohésion de ces interfaces dépend de leur niveau d'endommagement, i.e. de l'énergie interne (énergie de cohésion) dissipée lors de l'endommagement (Mann et al., 2001). La délamination progressive des composite est un phénomène semblable qui requiert également le calcul de l'énergie dissipée: cette similitude entre les deux phénomènes a été utilisée par Moreo et al. (2006) pour mettre au point un élément interface capable de simuler le comportement progressif de décohésion des interfaces os-ciment. En ajoutant à ce premier modèle de décohésion une modification permettant la « réparation » des interfaces, Moreo et al. (2007) l'ont également rendu capable de modéliser l'ostéointégration des interfaces os-implant. Une lacune importante demeure toutefois dans l'élément interface de Moreo et al. (2007) : l'absence de couplage entre les comportements en directions tangentielle et normale. Ces deux directions de chargement sont considérées indépendamment l'une de l'autre, ce qui est en contradiction avec le critère de défaillance obtenu expérimentalement par Mann et al. (2001) sur des interfaces os-ciment. Un couplage des directions dans le modèle de décohésion des interfaces semble donc indiqué.

Dans le cadre de ce chapitre, le modèle de décohésion à directions couplées ayant été mis au point pour la représentation des interfaces os-ciment et os-implant sera décrit en détail, ainsi

que le modèle de décohésion de Moréo sur lequel il est basé, et les données expérimentales à la base de ces deux modèles. Un bref résumé de l'application des courbes constitutives dans un modèle ÉF est également inclus. Le développement mathématique complet des formules présentées dans le cadre de cette section est détaillé dans l'annexe IV, ainsi que la méthode de calcul des paramètres A, B et C de la courbe constitutive du modèle de décohésion à directions couplées.

6.1 Relations constitutives du modèle de décohésion à directions couplées

Les relations constitutives (relation en direction normale et relation en direction tangentielle) du modèle de décohésion à directions couplées seront présentées dans cette section.

6.1.1 Données expérimentales utilisées pour paramétrer les courbes constitutives

Le modèle de décohésion de Moreo et al. (2007) dont il sera question à la section 6.1.2 est basé sur des données expérimentales tirées d'essais sur des interfaces os-ciment. En raison de l'absence de telles données concernant les interfaces os-implant, les mêmes données sont utilisées pour cette interface. Ces données expérimentales proviennent d'études expérimentales réalisées sur des spécimens d'interface os-ciment obtenus à partir de fémurs cadavériques (Mann et al., 2001; Mann, Werner et Ayers, 1999), qui ont été préparés pour l'implantation d'une tige fémorale cimentée, puis découpés en spécimens rectangulaires (voir figure 6.1B). Ces spécimens sont constitués d'une zone d'os, d'une zone de ciment osseux ainsi que d'une région d'os interdigitalisé dont l'épaisseur a été mesurée selon la description présentée à la figure 6.1A. Les spécimens ont ensuite été testés en traction selon divers angles de chargement (θ) par rapport à la normale à la surface de l'interface, tel qu'illustré à la figure 6.2; les déplacements en direction normale et tangentielle ont été mesurés lors de ces essais. Les courbes de réponse obtenues sont typiquement semblables à celle présentée à la figure 6.3.

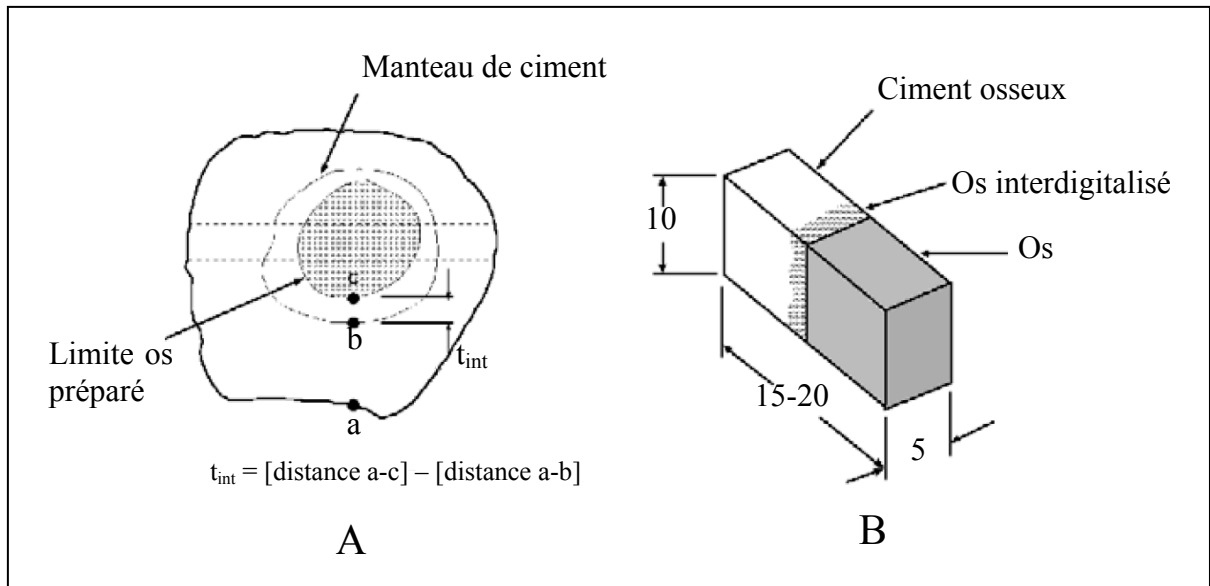


Figure 6.1 Schéma des spécimens utilisés pour les tests de l'interface os-ciment
 A : Vue de coupe transverse des fémurs préparés, avec définition de la mesure de l'épaisseur d'interdigitation (t_{int}) B : Vue des spécimens utilisés lors des essais mécaniques, avec les dimensions en mm (adapté de Mann et al. (2001), avec permission de Elsevier)

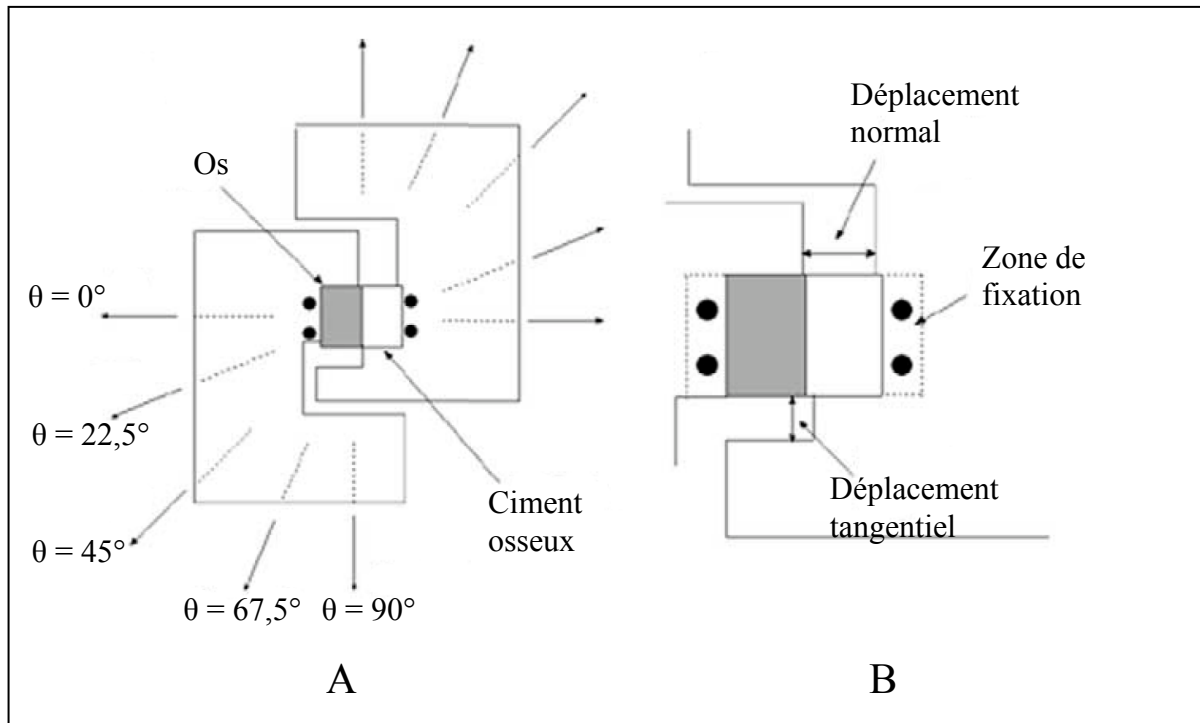


Figure 6.2 Chargements appliqués et mesures acquises sur les échantillons d'os / ciment
 A : Schéma du montage utilisé lors des essais avec angle des chargements appliqués
 B : Schéma du montage avec localisation des déplacements mesurés lors des essais
 (adapté de Mann et al. (2001), avec permission de Elsevier)

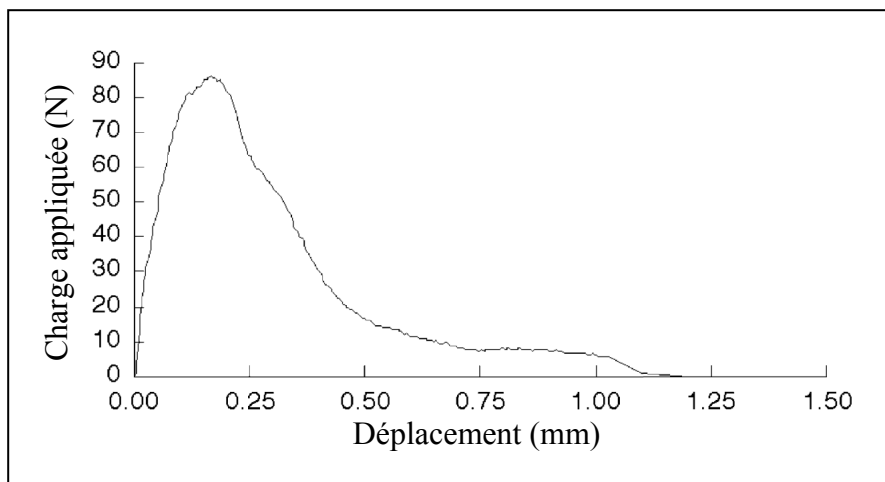


Figure 6.3 Exemple d'une courbe de déplacement en fonction de la charge typique de celles obtenues lors des essais mécaniques sur échantillons d'os / ciment
 (adapté de Mann et al. (2001), avec permission de Elsevier)

L'analyse des données ainsi obtenues a permis de déterminer qu'un critère elliptique calculé à partir des limites élastiques en tension (t_{01} , angle de chargement $\theta = 0^\circ$) et en cisaillement (t_{02} , angle de chargement $\theta = 90^\circ$) tel que décrit à l'équation 6.1 permettait de prédire la défaillance des échantillons, avec un coefficient de corrélation r^2 de 0,59 (Mann et al., 2001) :

$$\left(\frac{t_1}{t_{01}}\right)^2 + \left(\frac{t_2}{t_{02}}\right)^2 = 1 \quad (6.1)$$

où t_1 et t_2 représentent les tractions en direction normale et tangentielle respectivement.

D'autres corrélations statistiques ont été établies à partir des données obtenues (Mann et al., 2001), et ces corrélations présentées aux équations 5.2 à 5.4 peuvent être utilisées pour obtenir les valeurs de trois paramètres (t_0 : limite élastique en MPa, G_c : énergie à la rupture en N/mm, s_c : déplacement à la rupture en mm), et ce en fonction de la quantité d'os interdigitalisé (q_{int} , en g/cm²) et de l'angle de chargement (θ) :

$$t_0(\theta) = 0,811 + 2,534 \times 10^{-3} * q_{int} + 0 * \theta + 2,68 \times 10^{-5} * (q_{int} * \theta) \quad (6.2)$$

$$G_c(\theta) = 0,064 + 1,578 \times 10^{-3} * q_{int} + 0 * \theta + 2,49 \times 10^{-5} * (q_{int} * \theta) \quad (6.3)$$

$$s_c(\theta) = 0,898 + 0 * q_{int} + 0 * \theta + 1,42 \times 10^{-5} * (q_{int} * \theta) \quad (6.4)$$

La quantité d'os interdigitalisée utilisée dans les formules 6.2 à 6.4 est obtenue à partir de l'épaisseur d'interdigitation (t_{int} , en mm, tel qu'illustré à la figure 6.1A) et de la densité osseuse telle que mesurée sur le CT-scan de l'échantillon (ρ_{QCT} , en g/cm³) :

$$q_{int} = \rho_{QCT} \times t_{int} \quad (6.5)$$

Un modèle de décohésion exponentielle a été mis au point par Moreo et al. (2007) à partir de ces données expérimentales.

6.1.2 Modèle de décohésion de Moréo

L'équation générale du modèle de décohésion de Moreo et al. (2007), sur lequel est basé le modèle de décohésion à directions couplées, est la suivante :

$$\begin{bmatrix} t_1 \\ t_2 \end{bmatrix} = \alpha \mathbf{K} \begin{bmatrix} s_1 \\ s_2 \end{bmatrix} \quad (6.6)$$

Dans cette équation, α est la variable adimensionnelle d'attachement de l'interface, c'est-à-dire son niveau d'ostéointégration (interfaces os-implant) ou de dégradation (interface os-ciment). \mathbf{K} est la matrice de rigidité initiale (la rigidité maximale de l'interface, celle obtenue lorsque α est maximal). Le vecteur s (constitué de s_1 et s_2) est le vecteur des élongations à l'interface, et le vecteur t (constitué de t_1 et t_2) est le vecteur de traction à l'interface. Le calcul de α est détaillé dans les sections suivantes; les courbes constitutives du ce modèle sont présentées à la figure 6.4 (direction normale) et à la figure 6.5 (direction tangentielle).

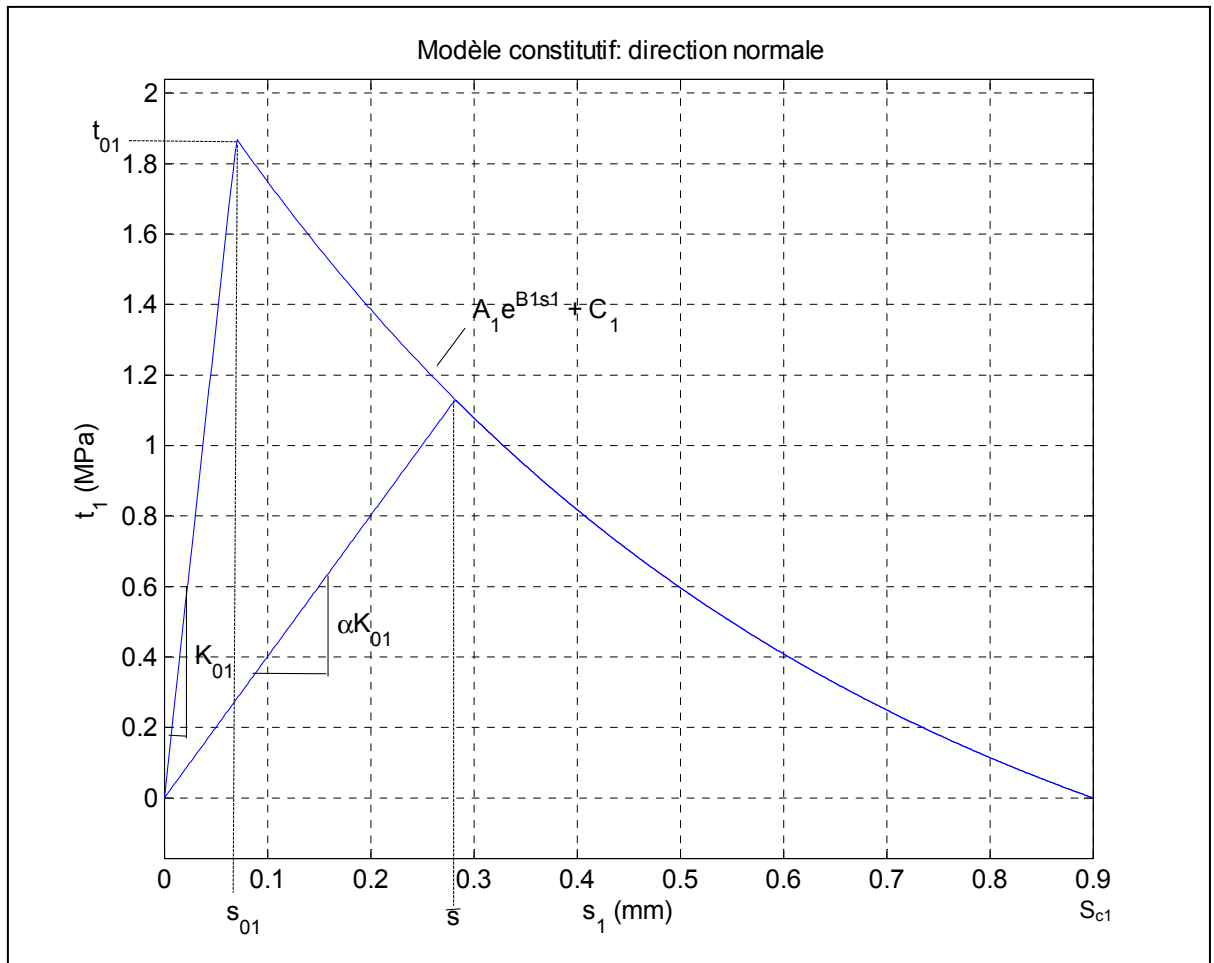


Figure 6.4 Modèle constitutif de Moreo et al. (2007), direction normale

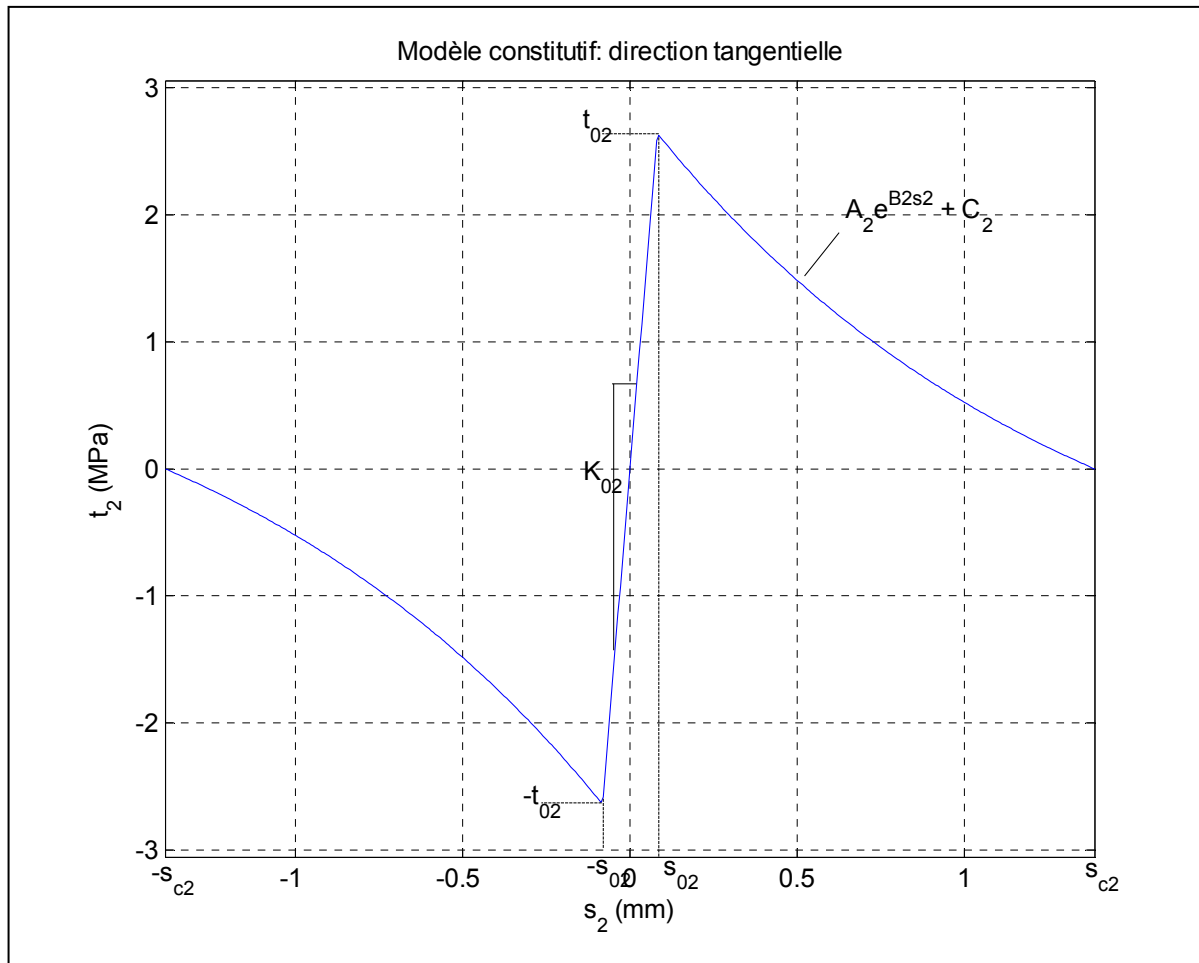


Figure 6.5 Modèle constitutif de Moreo et al. (2007), direction tangentielle

Comme illustré sur les figures 6.4 et 6.5, ce modèle de décohesion est constitué d'une zone linéaire élastique suivie d'une zone exponentielle d'endommagement. Les deux courbes peuvent être entièrement paramétrées par quatre données expérimentales, soit : t_{0i} la limite élastique, s_{0i} le déplacement à la limite élastique, G_{ci} l'énergie à la rupture et s_{ci} le déplacement à la rupture. Ces paramètres sont obtenus à partir des corrélations détaillées aux équations 6.2 à 6.4. Les autres paramètres de la courbe (K_{0i} la rigidité initiale, A_i , B_i et C_i les paramètres de la courbe exponentielle) peuvent ensuite être calculés à partir de ces quatre paramètres expérimentaux. La défaillance en compression (valeur négative d'élongation en direction normale) n'est pas considérée par le modèle : une rigidité linéaire élastique est donc appliquée à ce type de chargement, sans limite élastique.

L'une des caractéristiques du modèle de décohésion de Moreo et al. (2007) est l'absence de couplage entre les deux directions. La figure 6.6 illustre le modèle de décohésion dans la direction normale en trois dimensions : sur cette figure, il est clairement visible que la valeur de l'élongation tangentielle s_2 n'affecte pas la réponse en direction normale, i.e. l'état de dégradation en direction tangentielle n'affecte pas le comportement en direction normale. Une fois que les élongations en direction normale et tangentielle ont été obtenues, deux valeurs de α sont calculées indépendamment, et la plus faible de ces deux valeurs est considérée comme étant valable pour les deux directions. Ceci implique de résoudre le problème itérativement pour en arriver à un α unique et convergé qui satisfasse les conditions de l'interface dans les deux directions.

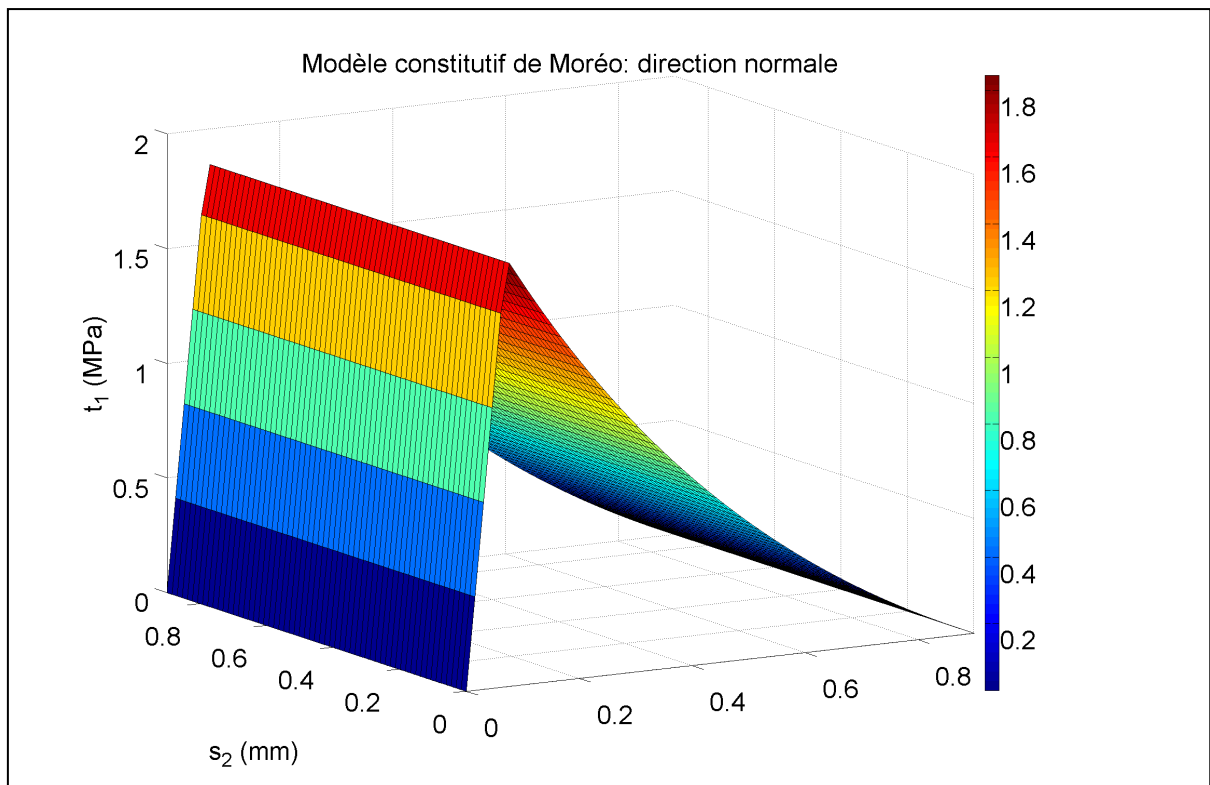


Figure 6.6 Surface de traction du modèle de décohésion de Moréo (direction normale)

La traction en direction normale ne dépend pas du déplacement en direction tangentielle, seulement du déplacement en direction normale. C'est ce que l'ajout d'un critère de défaillance vise à corriger.

6.1.3 Procédure de couplage des directions

Afin d'obtenir un modèle de décohésion dont les directions sont couplées, une transformation en coordonnées polaires est d'abord effectuée :

$$\theta = \operatorname{atan} \frac{s_2}{s_1} \quad (6.7)$$

$$\begin{aligned} t_{01} &= t_0 \cos \theta \\ t_{02} &= t_0 \sin \theta \end{aligned} \quad (6.8)$$

où θ est l'angle de chargement, s_1 et s_2 sont les élongations en directions normale et tangentielle. Le critère de défaillance elliptique énoncé par Mann et al. (2001) et présenté à l'équation 6.1 peut ainsi être réécrit en fonction des propriétés en directions normale et tangentielle et de l'angle de chargement :

$$t_0 = \frac{t_{01} \cdot t_{02}}{(t_{02}^2 \cos^2 \theta + t_{01}^2 \sin^2 \theta)^{1/2}} \quad (6.9)$$

L'hypothèse est émise que la variation de K_0 en fonction de θ est linéaire entre K_{01} et K_{02} , ce qui permet d'écrire la formule de K_0 en fonction des propriétés en directions normale et tangentielle et de l'angle de chargement :

$$K_0 = \frac{K_{02} - K_{01}}{\pi/2} \cdot \theta + K_{01} \quad (6.10)$$

Le paramètre s_0 étant dépendant de K_0 et t_0 , il peut donc être exprimé en fonction de l'angle de chargement à partir des équations 6.9 et 6.10 :

$$s_0 = \frac{t_{01} \cdot t_{02} \cdot (t_{02}^2 \cos^2 \theta + t_{01}^2 \sin^2 \theta)^{-1/2}}{2/\pi \cdot (K_{02} - K_{01}) \cdot \theta + K_{01}} \quad (6.11)$$

Un critère général de rupture (Alfano et Crisfield, 2001) est appliqué sur l'énergie à la rupture :

$$\left(\frac{Y_1}{G_{c1}}\right)^\beta + \left(\frac{Y_2}{G_{c2}}\right)^\beta = 1 \quad (6.12)$$

où Y_1 et Y_2 sont le niveau d'énergie en direction normale et tangentielle respectivement et β est le facteur de forme du critère. Un critère général de rupture est également appliqué à l'élongation à la rupture :

$$\left(\frac{s_1}{s_{c1}}\right)^\beta + \left(\frac{s_2}{s_{c2}}\right)^\beta = 1 \quad (6.13)$$

où β est le facteur de forme du critère (les β des équations 6.12 et 6.13 peuvent avoir une valeur différente). Les équations 6.12 et 6.13 sont ensuite transformées en coordonnées polaires :

$$\begin{aligned} G_{c1} &= G_c \cos \theta \\ G_{c2} &= G_c \sin \theta \end{aligned} ; \quad G_c = \frac{G_{c1} \cdot G_{c2}}{\left(G_{c2}^\beta \cos^\beta \theta + G_{c1}^\beta \sin^\beta \theta\right)^{1/\beta}} \quad (6.14)$$

$$\begin{aligned} s_{c1} &= s_c \cos \theta \\ s_{c2} &= s_c \sin \theta \end{aligned} ; \quad s_c = \frac{s_{c1} \cdot s_{c2}}{\left(s_{c2}^\beta \cos^\beta \theta + s_{c1}^\beta \sin^\beta \theta\right)^{1/\beta}} \quad (6.15)$$

ce qui permet d'exprimer toutes les propriétés mécaniques du modèle de décohésion à partir des propriétés mécaniques en direction normale et tangentielle et de l'angle de chargement. Les propriétés mécaniques en direction normale et tangentielle sont obtenues par utilisation directe des corrélations statistiques présentées aux équations 6.2 à 6.4 : elles varient en fonction de l'épaisseur d'interdigitation et de la densité osseuse locale de l'os. Pour une

densité donnée, plus l'épaisseur d'interdigitation est grande, plus les propriétés mécaniques sont élevées.

6.1.4 Surface de traction du nouveau modèle

L'objectif du couplage des directions était d'obtenir une surface de traction dont le comportement dans chacune des deux directions est dépendant des elongations dans l'autre direction. Voici donc la nouvelle surface de traction, pour une ostéointégration parfaite (pour $\alpha = 1,00$) :

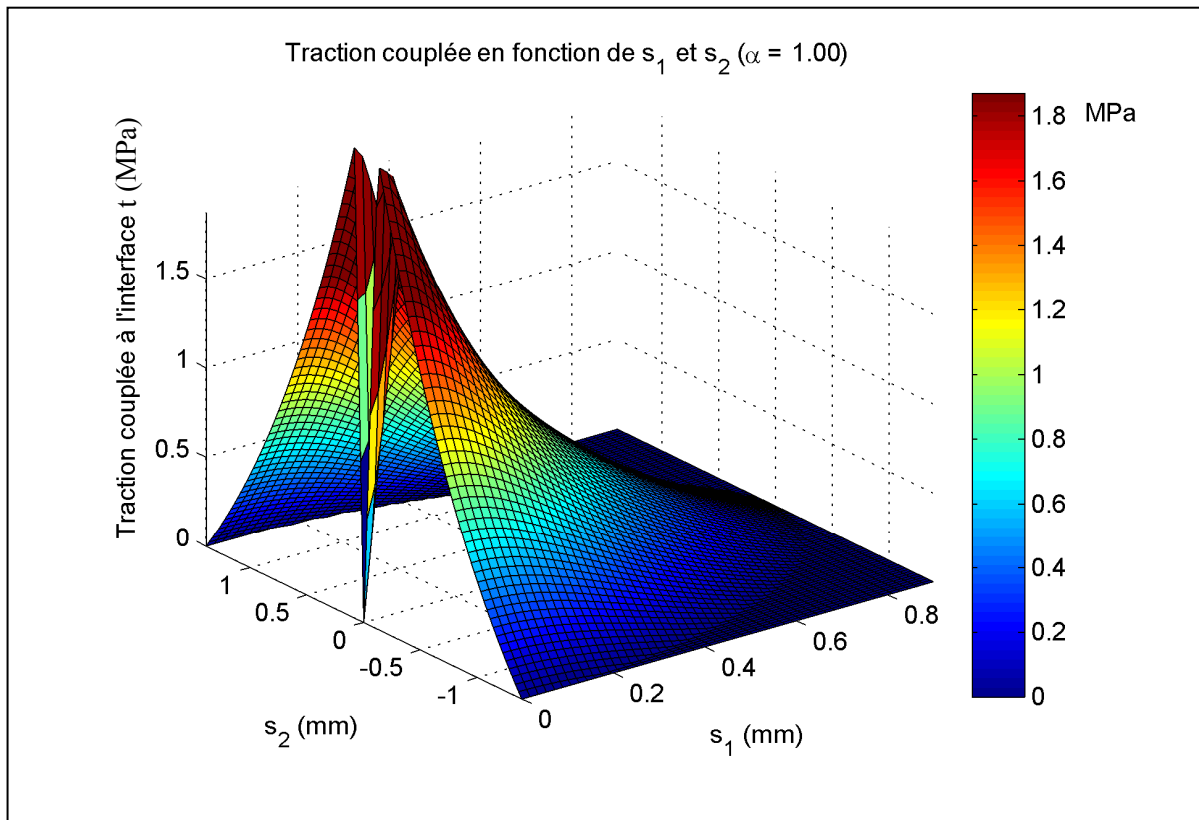


Figure 6.7 Surface de traction du nouveau modèle de décohésion avec directions couplées ($\alpha=1.00$)

Les deux directions sont maintenant couplées, et chaque couple de déplacements à l'interface (s_1, s_2) correspond à une valeur unique de traction maximale t , laquelle peut ensuite être

décomposée en ses composantes t_1 et t_2 selon chaque direction. Cela signifie également que les critères d'endommagement et d'ostéointégration ainsi que la valeur de α sont maintenant uniques et calculables explicitement.

6.1.4.1 Critères d'ostéointégration et d'endommagement

L'évolution du paramètre α (niveau d'ostéointégration ou d'endommagement de l'interface) en fonction du chargement appliqué est déterminé à partir de deux critères : le critère d'endommagement statique et le critère d'ostéointégration. Si l'un ou l'autre de ces deux critères est satisfait, alors il y a évolution du paramètre α . Ces critères sont repris directement du modèle de décohésion de Moréo, et sont basés sur l'énergie de déformation de l'interface.

Critère d'endommagement statique

Le critère d'endommagement est une variable normalisée de l'énergie, soit :

$$\omega_c = \frac{Y}{G_c} \quad (6.16)$$

où ω_c est le niveau critique d'énergie normalisé, celui à partir duquel l'endommagement est initié, G_c est l'énergie à la rupture et Y est le niveau d'énergie dans l'interface.

Pour la zone linéaire (zone pour laquelle $|s_i| < |s_{oi}|$ sur les figures 6.4 et 6.5) du modèle de décohésion, $\alpha = 1$ et :

$$\omega_c = \frac{G_0}{G_c} \quad (6.17)$$

où G_0 est le niveau d'énergie à s_0 . Pour la zone au-delà de la rupture, $\alpha = 0$ et :

$$\omega_c = \overline{\omega}_c = \frac{Y}{G_c} \quad (6.18)$$

Pour la zone $0 < \alpha < 1$, l'endommagement est partiel et l'élongation maximale avant endommagement (\bar{s} , voir figure 6.4) est utilisée pour obtenir l'expression directe de α en fonction de ω_c (le développement mathématique complet de l'équation 6.19 est présenté à l'annexe IV) :

$$\alpha = \frac{\frac{C}{t_0} + \left(1 - \frac{C}{t_0}\right) e^{Bs_0 \left(\omega_c^{1/2} \sqrt{\frac{G_c}{G_0} - 1}\right)}}{\omega_c^{1/2} \sqrt{\frac{G_c}{G_0}}} \quad (6.19)$$

Cette fonction est une fonction implicite de ω_c , et doit donc être résolue par une méthode itérative. Une fois ω_c connu, il suffit d'établir le critère d'endommagement (g^{dam}) tel que suit :

$$g^{dam} = \frac{Y_\theta}{G_c} - \omega_c < 0 \quad (6.20)$$

Si ce critère est satisfait, il y a endommagement statique de l'interface et la nouvelle valeur de α est obtenue directement par l'équation 6.19.

Critère d'ostéointégration

Il reste à ajouter au modèle un critère d'ostéointégration. Celui-ci est relativement simple, puisqu'il s'applique nécessairement dans la zone linéaire élastique du modèle. Il suffit donc d'établir le niveau d'énergie maximal pour lequel l'ostéointégration est possible. Ce niveau d'énergie peut être exprimé par la formule suivante :

$$Y_{ost} = 1/2 K_0 s_{ost}^2 \quad (6.21)$$

La variable s_{ost} est le déplacement permissible pour qu'il y ait ostéointégration et Y_{ost} est le niveau d'énergie correspondant. C'est donc en fait le niveau de micromouvements permissible. Le critère d'ostéointégration peut donc s'écrire comme suit :

$$g^{ost} = Y_{ost} - Y_{\theta} < 0 \quad (6.22)$$

Si ce critère est satisfait, il y a ostéointégration de l'interface et l'évolution en fonction du temps de α est obtenue par l'équation suivante :

$$\Delta\alpha^{ostéointégration} = v_{ost}(s_{ost} - s) \cdot \Delta t \quad (6.23)$$

La nouvelle valeur de α pourra donc être calculée en fonction de l'intervalle de temps simulé (Δt).

6.1.4.2 Loi d'endommagement en fatigue

Le critère d'endommagement décrit à la section 6.1.4.1 concerne l'endommagement statique. La présence d'endommagement en fatigue des interfaces os-implant et os-ciment ayant été démontrée expérimentalement (Miller et al., 2010), une loi d'endommagement en fatigue est également appliquée au modèle (Moreo et al., 2007) :

$$\Delta\alpha^{fatigue} = \frac{1}{NCF_{interface}(t)} \cdot \Delta t \quad (6.24)$$

où $NCF_{interface}(t)$ représente le nombre de cycles avant la défaillance pour un niveau de traction t donné. Ce nombre de cycles est obtenu par la règle de Miner :

$$NCF_{interface} = B \left(\frac{t}{t_0} \right)^c \quad (6.25)$$

où les facteurs B et C sont tirés de données concernant l'interface os-ciment, puisque de telles données n'existent pas pour l'interface os-implant.

6.1.4.3 Effet de α sur la surface de traction

L'effet d'une diminution de α sur la surface de traction est présenté à la figure 6.8, pour laquelle il a été réduit à 0,24 :

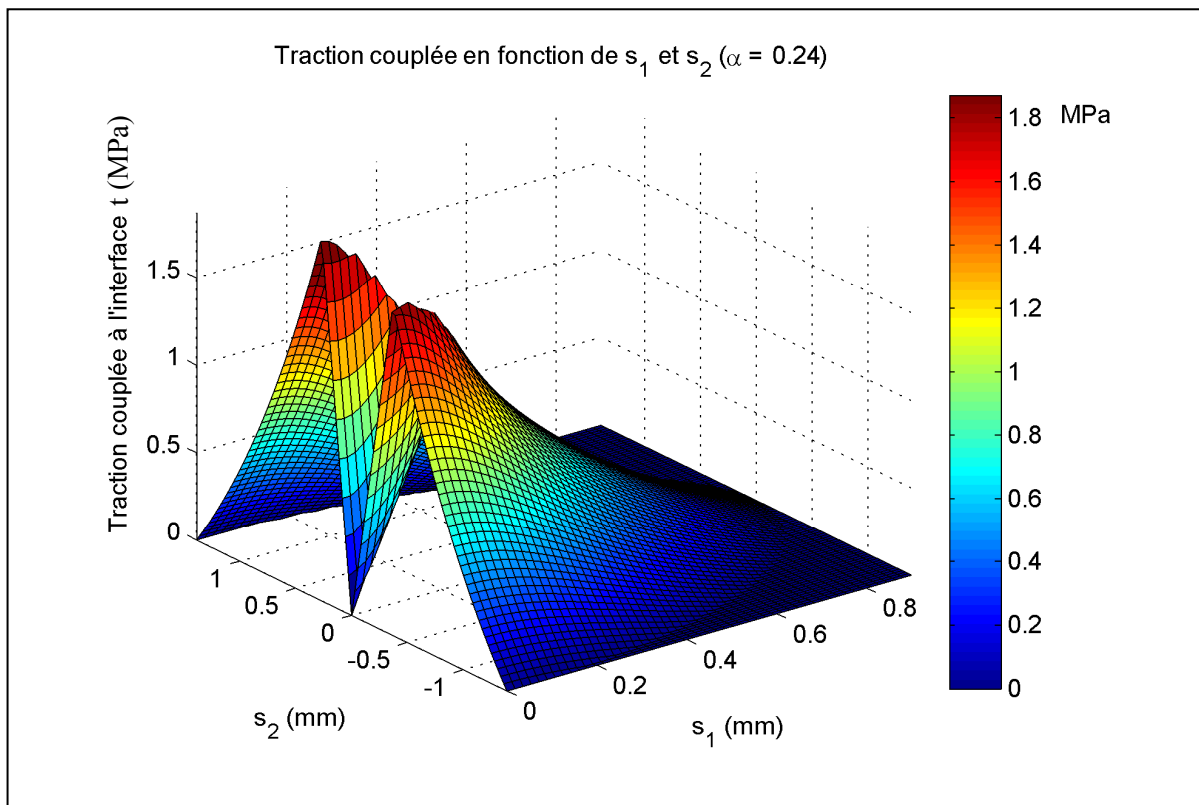


Figure 6.8 Surface de traction du nouveau modèle de décohésion avec directions couplées ($\alpha=0.24$)

Sur cette figure, la partie exponentielle de la surface ne change pas par rapport à la surface présentée à la figure 6.7 pour laquelle $\alpha = 1$. Par contre, la pente de la partie linéaire est plus faible. L'effet net est donc une ouverture du cône central, et la diminution des valeurs maximales de traction pouvant être supportées par l'interface.

6.2 Application des courbes constitutives dans un modèle ÉFs

La présente section portera sur la manière d'intégrer les courbes constitutives décrites à la section 6.1 à un modèle par éléments finis.

6.2.1 Formulation de l'élément interface

L'application des courbes constitutives présentées à la précédente section s'effectue à l'aide d'un élément interface tridimensionnel. Ce type d'élément illustré à la figure 6.9 a la moitié de ses nœuds coïncidents avec le maillage solide sous-jacent. L'autre moitié des nœuds, qui forme la surface opposée de l'élément, a ses nœuds coïncidents avec le maillage solide de la deuxième moitié de l'interface, i.e. le deuxième matériau. La géométrie de l'élément interface ainsi que ses fonctions de forme sont donc déterminées par le type d'éléments utilisés dans les deux maillages solides dont il fait la jonction.

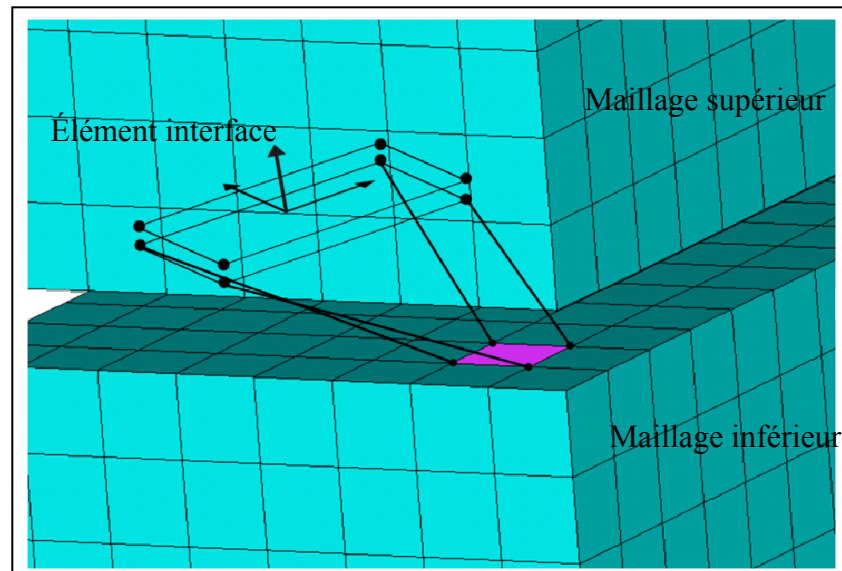


Figure 6.9 Élément interface déposé sur un maillage solide quelconque

À partir du vecteur des déplacements nodaux en coordonnées locales p_{local} , il est maintenant possible de connaître les déplacements u de chacune des deux surfaces (supérieure et inférieure) de l'élément interface :

$$u_{local\ inférieure} = N p_{local\ inférieure} \quad u_{local\ supérieure} = N p_{local\ supérieure} \quad (6.26)$$

où N est la matrice des fonctions de forme d'une surface de l'élément interface (les détails concernant le choix des fonctions de forme sont présentés à l'annexe V).

Il suffit ensuite de soustraire les déplacements de la surface inférieure à ceux de la surface supérieure pour obtenir les déplacements relatifs entre les deux surfaces :

$$B = [-N \quad N] \quad (6.27)$$

$$u_{local} = B * p_{local} = u_{supérieure} - u_{inférieure} \quad (6.28)$$

où B est la matrice des déplacements-élongations. Le vecteur u_{local} représente donc les déplacements nodaux relatifs de la surface supérieure par rapport à la surface inférieure, i.e. les elongations. En trois dimensions, ce vecteur a trois composantes : s_1 dans la direction normale, et s_2 et s_3 dans la direction tangentielle. Ce sont ces elongations qui seront utilisées avec les courbes constitutives de la section 6.1 pour calculer la matrice de rigidité de l'élément en fonction de son endommagement et appliquer ensuite l'équation 5.6 pour obtenir les tractions supportées par l'élément en direction normale et tangentielle.

6.2.1.1 Utilisation d'un élément contact frictionnel

L'utilisation d'un élément contact dont les nœuds sont coïncidents avec ceux de l'élément interface permet à la fois de simuler la friction et d'empêcher l'interpénétration des deux matériaux (la rigidité en compression de l'élément interface est trop faible pour prévenir l'interpénétration). Cet élément contact a un coefficient de friction non nul pendant la période

qui précède l'ostéointégration (période pour laquelle $\alpha < 0,4$ selon Moreo et al. (2007), qui est réduit à zéro une fois que l'interface commence à supporter la charge. La valeur de α pour laquelle cette mise à jour du coefficient de friction est effectuée représente donc le changement du mécanisme de transfert de charge entre les deux solides : initialement, c'est la friction qui domine, puis son rôle diminue jusqu'à ce que l'interface reprenne toute la charge.

6.2.2 Vérification du fonctionnement de l'élément interface

Afin de valider le fonctionnement de l'élément interface, un modèle comprenant un seul élément interface et un élément solide a été utilisé (voir figure 6.10). Les nœuds des surfaces inférieure et supérieure de l'élément interface sont initialement coïncidents, mais ont été représentés séparément pour faciliter la compréhension du lecteur. Un déplacement en direction normale, tangentielle ou une combinaison des deux directions est imposé. Un deuxième modèle comprenant un élément contact et sa cible sur les surfaces de l'élément interface a également été réalisé : ses résultats étant identiques au modèle à deux éléments, il n'est pas représenté.

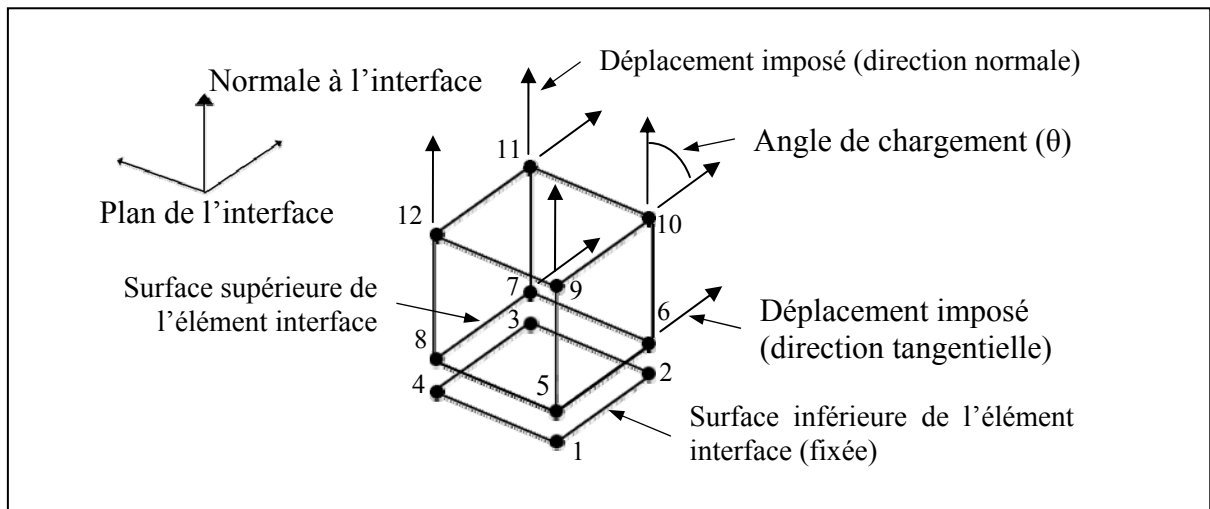


Figure 6.10 Schéma du modèle simplifié utilisé pour les essais de validation de fonctionnement de l'élément interface

La figure 6.11 montre les résultats obtenus pour les cas de déplacement imposé à 0, 22,5, 45, 67,5 et 90° par rapport à la direction normale. La contrainte, obtenue à partir des forces de réaction aux nœuds fixés 1-4, et le déplacement des nœuds 5-8 permettent d'obtenir la loi de décohésion.

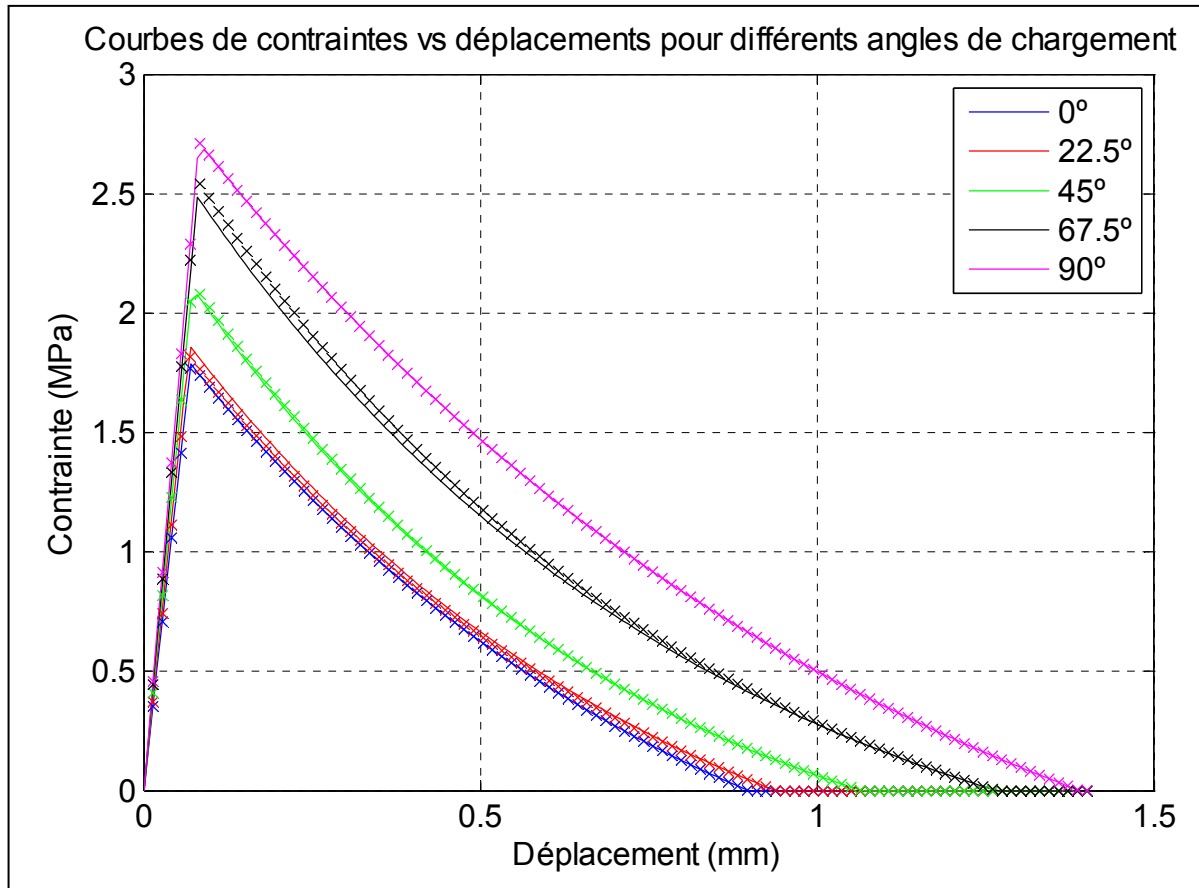


Figure 6.11 Courbes de réponse obtenues à partir des forces de réaction et des déplacements aux nœuds (points x) et courbes constitutives théoriques (trait continu) pour différents angles de chargement

La concordance entre les points expérimentaux tirés du modèle ÉF (points en x de la figure 6.11) et les courbes théoriques calculées pour divers angles de chargement (traits continus de la figure 6.11) permettent de conclure que l'élément interface reproduit le comportement théorique attendu.

6.2.3 Application de l'élément interface dans un modèle ÉF

La figure 6.12 représente la résolution d'un cas de chargement statique divisé en plusieurs incréments de charge. Dans cette partie, α peut diminuer par endommagement statique ou rester à la même valeur selon le chargement appliqué. Ce n'est pas à cette étape que sont calculées l'ostéointégration et l'endommagement en fatigue. Dans la figure, le vecteur u est le vecteur des déplacements nodaux, i est l'itération de calcul en cours, \mathbf{K} est la matrice de rigidité de l'élément, F^{int} est le vecteur des forces internes, F^{ext} est le vecteur des forces externes et ε est la tolérance de convergence du modèle (en % du vecteur de forces internes). Les variables évaluées à chaque point d'intégration (t_0 , K_0 , s_0 , G_0 , G_c , s_c , A , B , C) sont obtenues par calcul à partir des courbes constitutives présentées à la section 6.1.

Une fois la construction du modèle ÉF complétée (géométrie, maillage et assignation des propriétés des matériaux), la charge externe (cas de chargement de marche, de montée d'escalier, etc.) est appliquée par petits incréments : la résolution de chaque incrément se fait par une ou plusieurs itérations de calcul. Une fois le vecteur des déplacements locaux u obtenu, il est utilisé pour calculer la rigidité à chaque point d'intégration ($\mathbf{K}^{\text{intpnt}}$), laquelle est utilisée pour créer la matrice de rigidité de l'élément \mathbf{K} . La convergence du calcul est vérifiée en faisant la soustraction entre le vecteur des forces internes et celui des forces externes; si une certaine tolérance de convergence ε est respectée, alors la charge externe est incrémentée de nouveau et tout le processus est repris, et ce jusqu'à ce que la totalité de la charge externe ait été appliquée.

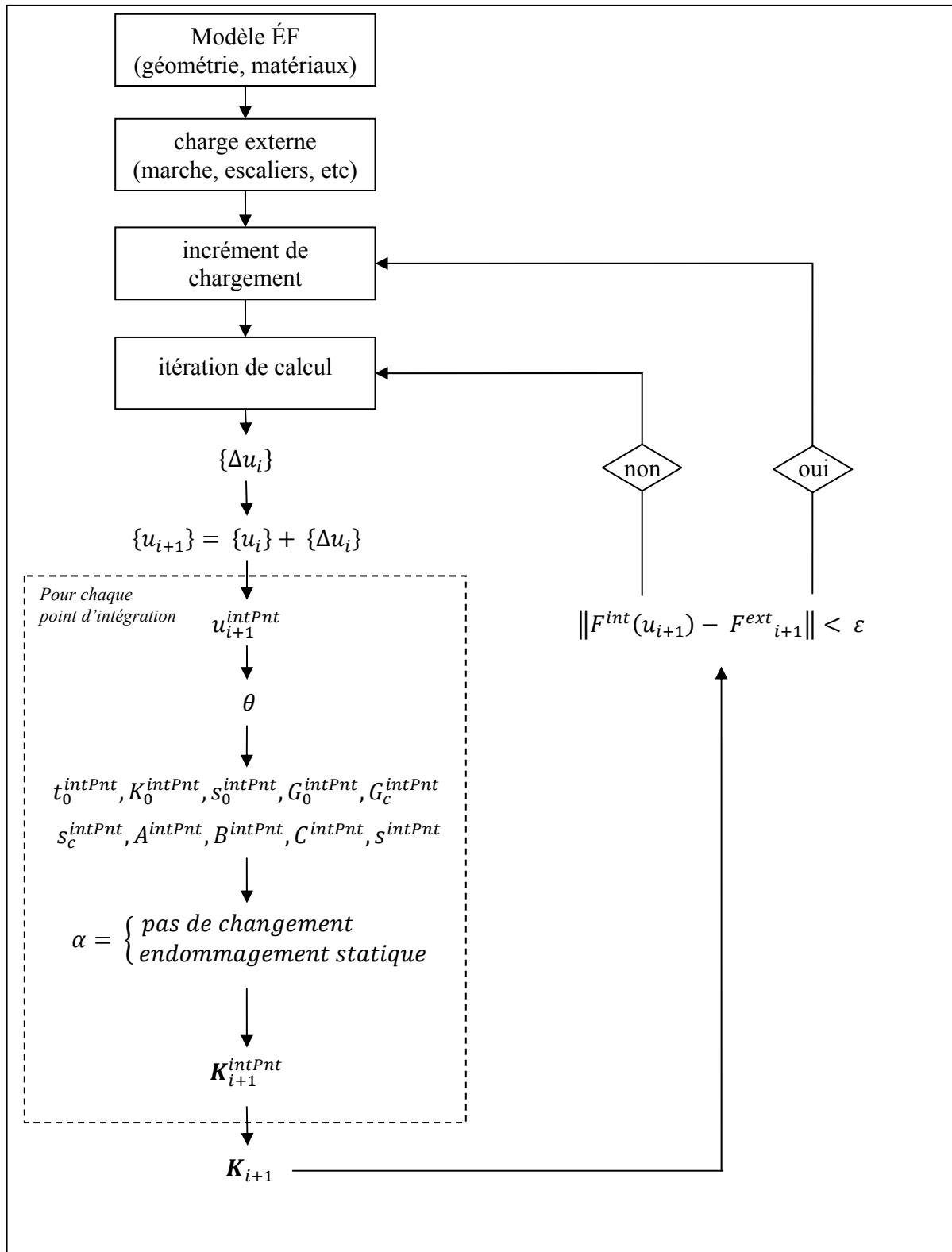


Figure 6.12 Représentation schématique de la résolution d'un cas de chargement statique

Dans le cadre plus large de la simulation d'un certain laps de temps Δt , la résolution du modèle doit être appliquée plusieurs fois et ce avec plusieurs cas de chargements. Le processus pour résoudre ce type de simulations est illustré à la figure 6.13. Un premier cas de chargement n est d'abord appliqué au modèle ÉF dont les propriétés mécaniques des interfaces sont les propriétés initiales telles que réglées par l'utilisateur. Ce cas de chargement est résolu (la boîte « convergence du calcul » correspond au schéma de la figure 6.12), puis le nombre de cycles à la défaillance pour ce chargement (NCF_n) est évalué à l'aide de l'équation 6.25. La mise à jour de α est ensuite effectuée selon les équations 6.29 et 6.30. Selon la valeur finale obtenue pour α , le coefficient de friction μ de l'élément interface sous-jacent doit être réajusté. Une fois l'ajustement des propriétés terminé, un nouveau cas de chargement n est appliqué à partir du modèle ÉF avec ses propriétés intermédiaires. Si la simulation est arrivée à son terme (tous les cas de chargements ont été répétés autant de fois que désiré), alors les propriétés du modèle ÉF sont ses propriétés finales.

$$\alpha = \begin{cases} \text{ostéointégration: } \alpha_{i+1}^{intPnt} = \alpha_{i+1}^{intPnt} + v_{ost}(s_{ost} - s_{i+1}^{intPnt}) \cdot \Delta t & (6.29) \\ \text{endommatement en fatigue: } \alpha_{i+1}^{intPnt} = \alpha_{i+1}^{intPnt} - \frac{1}{NCF_{interface}} \cdot \Delta t & (6.30) \end{cases}$$

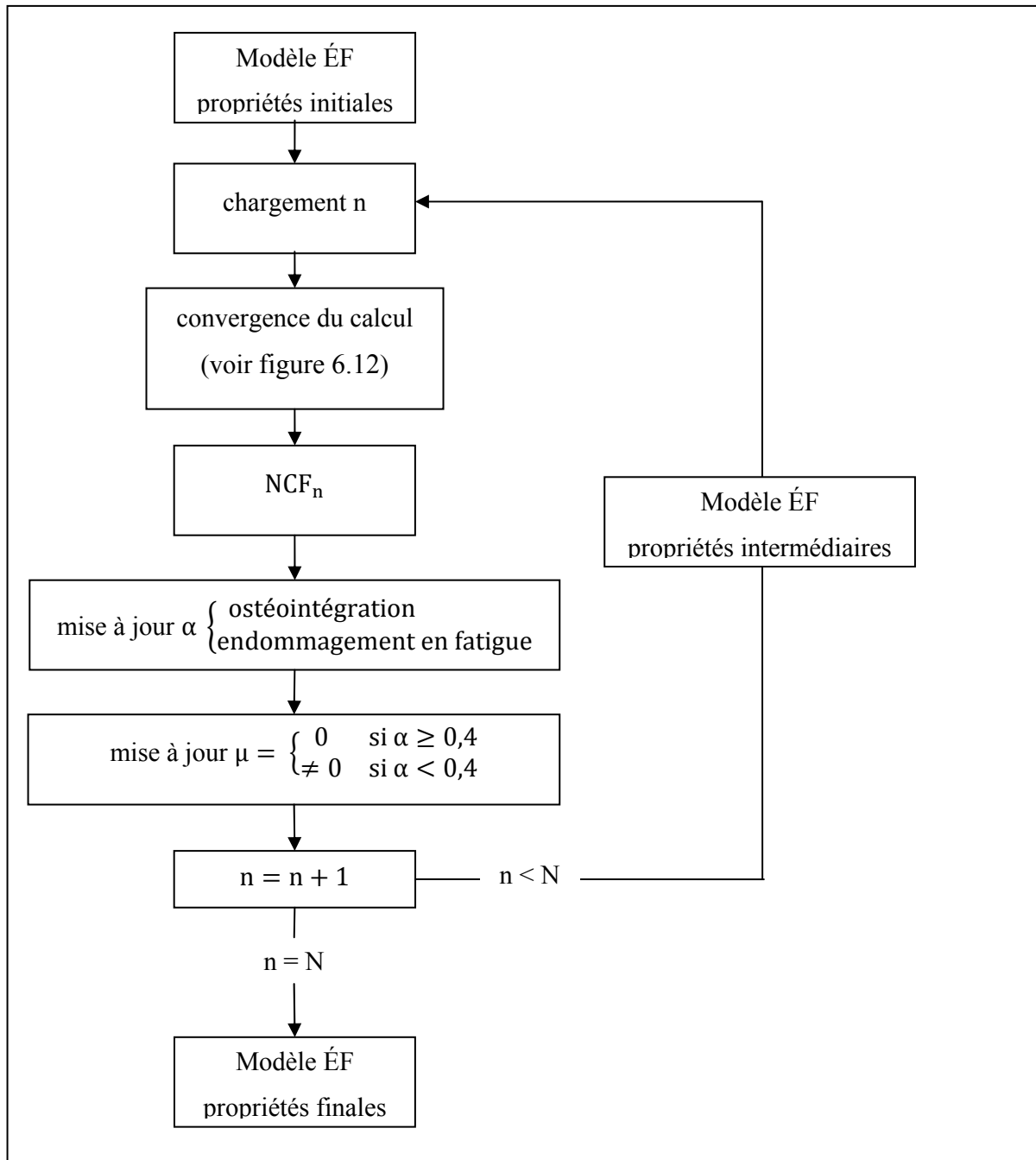


Figure 6.13 Progression du calcul lorsque plusieurs cas de chargement sont utilisés (la boîte « convergence du calcul » correspond à la figure 6.12)

6.3 Conclusion

Dans le cadre de ce chapitre, la nouvelle méthode de modélisation des interfaces os-implant et os-ciment a été décrite. Dans un premier temps, les expérimentations ayant mené aux courbes constitutives du modèle ont été décrites. Puis, les courbes ont été présentées; finalement, la surface de traction du modèle à directions couplées a été définie. Cette surface de traction a été appliquée à un élément interface, pour lequel des critères d'ostéointégration et de dégradation ont été définis. Ce nouvel élément interface a finalement pu être intégré à un modèle par éléments finis d'implant de resurfaçage de la hanche : c'est l'objet du prochain chapitre.

CHAPITRE 7

A NEW INTERFACE ELEMENT WITH PROGRESSIVE DAMAGE AND OSSEOINTEGRATION FOR MODELING OF INTERFACES IN HIP RESURFACING

Christiane Caouette¹, Martin N. Bureau^{2,3}, Martin Lavigne⁴,
Pascal-André Vendittoli⁴, Natalia Nuño¹

¹ Département de Génie de la production automatisée, École de technologie supérieure,
1100 Notre-Dame Ouest, Montréal, Québec, Canada H3C 1K3

² Advanced Polymer Composites Research Group, National Research Council of Canada
(NRC), Boucherville, Québec, Canada

³ Groupe de recherche en sciences et technologies biomédicales (GRSTB), École
Polytechnique de Montréal, Montréal, Québec, Canada

⁴ Hôpital Maisonneuve-Rosemont, Université de Montréal, Québec, Canada

Accepté à *Journal of Engineering in Medicine* (JEIM1334R1)

7.1 Résumé

Les modèles par éléments finis (ÉF) d'implants orthopédiques comme les composantes fémorales se fient généralement à des éléments contact pour modéliser les interfaces de transfert de charge qui connectent l'os, le ciment osseux et l'implant. Toutefois, les éléments contacts ne peuvent simuler la dégradation progressive des interfaces os-ciment ou l'ostéointégration. Un nouvel élément interface est développé pour palier à ces lacunes. Cet élément est capable de simuler la progression non-linéaire de la décohésion des interfaces os-ciment ou l'ostéointégration des interfaces os-implant, en se basant sur le stimulus mécanique en direction normale et tangentielle. Le nouvel élément est appliqué à un modèle de composante fémorale de resurfaçage de la hanche munie d'une tige d'alignement faite de matériau composite biomimétique. Trois cas de chargement sont appliqués séquentiellement

pour simuler la période de six mois requise pour l'ostéointégration de la tige. L'effet de l'épaisseur d'interdigitation de l'interface os-ciment s'est révélé négligeable, avec des variations mineures de micromouvements. Les résultats numériques montrent que la tige biomimétique s'ostéointègre progressivement (le niveau d'ostéointégration α atteint une moyenne de 0,7 sur la surface de la tige, avec quelques points de soudure) et que les micromouvements tige-os diminuent jusqu'à 10 μm et moins. L'ostéointégration altère le trajet de charge dans l'os fémoral: une diminution de 300 μe est observée dans la tête fémorale, et la partie inféro-médiale du col fémoral montre une légère augmentation de 165 μe . Il y a également une augmentation des contraintes dans la tige d'alignement (de 7 à 11 MPa après ostéointégration), ce qui indique qu'une partie de la charge est supportée par la tige. L'utilisation du nouvel élément interface ostéointégradable a montré le potentiel d'ostéointégration de la tige biomimétique. Sa capacité à modéliser les interfaces partiellement ostéointégrées en se basant sur les conditions mécaniques à l'interface signifie que le nouvel élément pourrait être utilisé pour étudier le transfert de charge et l'ostéointégration sur d'autres modèles d'implants de resurfaçage de hanche non cimentés.

7.2 Abstract

Finite element (FE) models of orthopaedic implants such as hip resurfacing femoral components usually rely on contact elements to model the load-bearing interfaces that connect bone, cement and implant. However, contact elements cannot simulate progressive degradation of bone-cement interfaces or osseointegration. A new interface element is developed to alleviate these shortcomings. This element is capable of simulating the non-linear progression of bone-cement interface debonding or bone-implant interface osseointegration, based on mechanical stimuli in normal and tangential directions. The new element is applied to a hip resurfacing femoral component with a stem made of a novel biomimetic composite material. Three load cases are applied sequentially to simulate the six-month period required for osseointegration of the stem. The effect of interdigitation depth of the bone-cement interface is found to be negligible, with only minor variations of micromotions. Numerical results show that the biomimetic stem progressively

osseointegrates (α averages 0.7 on the stem surface, with spot-welds) and that bone-stem micromotions decrease below 10 μm . Osseointegration also changes the load path within the femoral bone : a decrease of 300 $\mu\text{ε}$ was observed in the femoral head, and the infero-medial part of the femoral neck showed a slight increase of 165 $\mu\text{ε}$. There was also increased stress in the implant stem (from 7 to 11 MPa after osseointegration), indicating that part of the load is supported through the stem. The use of the new osseointegratable interface element has shown the osseointegration potential of the biomimetic stem. Its ability to model partially osseointegrated interfaces based on the mechanical conditions at the interface means the new element could be used to study load transfer and osseointegration patterns on other models of uncemented hip resurfacing femoral components.

7.3 Introduction

In finite element modeling of orthopaedic implants, bonded (e.g., Mandell et al. (2004), Goetzen et al. (2005) and Taylor (2006)) and frictional (ex.: Ong et al. (2006) and Pal, Gupta et New (2009a)) contact elements are routinely used to model load transmitting bone-cement and bone-implant interfaces.

Bonded contacts impose a continuous strain field and are easy to create and integrate in a FE model, but do not allow for debonding. On the other hand, frictional contacts do not allow for bonding, and it was shown, in an experimentally validated finite element study that the idealized Coulomb friction model usually used in these contacts for modeling of bone-implant interfaces is insufficient to properly represent their non-linear behavior, even prior to osseointegration (Dammak, Shirazi-Adl et Zukor, 1997).

7.3.1 Bone-implant and bone-cement interface characteristics

The stiffness and stability of the bone-implant interface in an osseointegrated implant are known to be related to the amount of micromotions at the interface (Bragdon et al., 1996; Kienapfel et al., 1999; Soballe et al., 1992). A study by Bragdon et al. (1996) showed in a

dog model that even when high levels of osseointegration are obtained (bone deeply penetrating porous coatings of implants subjected to micromotions of 150 μm), the stiffness of the bone-implant interface was low due to the formation of interfacial fibrous tissue. However, bonded contacts do not allow micromotions, and interfaces using these contacts are likely to be stiffer than actual bone-implant interfaces.

Furthermore, Janssen, Mann et Verdonchot (2009) demonstrated with a validated FE model of the bone-cement interface micromechanics that bonded contacts overestimate its overall stiffness by a factor of 2. This finding implies that macroscopic models of cemented implants modeled with fully bonded interfaces may substantially underestimate stress and strains (Janssen, Mann et Verdonchot, 2009). This would be especially true of bone-cement interfaces in service, as a study by Miller et al. (2010) demonstrated that post-mortem retrieved samples of bone-cement interfaces have reduced stiffness by a factor of up to 10 when compared with laboratory freshly prepared samples.

The stiffness and stability of bone-cement interfaces is dependent on trabecular bone density (Bitsch et al., 2010) and interdigitation depth (Mann et al., 2001). The state of damage within the cement mantle can also influence load transfer at interfaces, hence the importance of accounting for residual stresses and their effects (Pérez et al., 2009).

Several clinical studies of uncemented press-fitted femoral components for hip resurfacing have concluded that neck narrowing is less severe than if cemented femoral components are used (Gross et Liu, 2008; Ho et al., 2010; Katrana et al., 2006; Lilikakis, Vowler et Villar, 2005). This has been attributed (Ho et al., 2010; Lilikakis, Vowler et Villar, 2005) to osseointegration patterns that create a stress pattern in the neck that is completely different from stress patterns in a cemented component. A finite element study fixing only the dome of the femoral component also showed altered stress patterns within the femoral head and neck (Waal Malefijt et Huiskes, 1993) compared with conventional hip resurfacing. The osseointegration patterns of uncemented implants are impossible to evaluate clinically due to the x-ray opacity of hip resurfacing femoral components.

7.3.2 Alternative methods for interface modeling

In an attempt to predict osseointegration patterns, a study has tried to capture the evolutive behavior of bone-implant interfaces by locally changing the type of contact from frictional to bonded if a threshold value of micromotion was not exceeded (Fernandes et al., 2002), therefore using an all-or-nothing strategy for bone binding. This method does not allow debonding of the interface or progressive behavior. Others have developed bone ingrowth models specifically aimed at predicting osseointegration of implants based on mechano-regulatory algorithms (Swider et Ambard, 2006; Xiangyi et Niebur, 2008). These models are effective at predicting bone and soft tissue formation and bone penetration in the implant surface based on diffusion of bone ingrowth factors and micromotions, but are computationally expensive.

When a hip resurfacing femoral component is implanted, an overreamed hole is drilled in the femoral head trabecular bone: this hole can be considered a bone defect and will be subjected to a healing process (Kienapfel et al., 1999). Dickinson, Taylor et Browne (2012) simulated the bone healing process around an unfixed stem in a hip resurfacing implant with overreamed bore in a combined algorithm that also included bone remodeling on mature and immature bone. When comparing with the more traditional methods of interface modeling (bonded and frictional contacts), they found that the combined algorithm provided more realistic bone density resorption and apposition. It was also found that results obtained lay between those obtained for bonded and frictional interfaces, respectively. However, this method would be ill-adapted to include phenomena such as press-fit situations, because of its use of a zone of solid mesh between bone and implant.

An approach based on continuum damage mechanics (CDM) was used by Moreo et al. (2006). These authors used an interface element featuring a constitutive law of initial linear stiffness followed by exponential decay representative of damage occurring as a result of mechanical stimuli at the interface. This model based on experimental data allowed the authors to simulate progressive debonding of bone-cement interfaces on cemented total hip

prostheses. Results obtained were in close agreement with the radiolucencies observed clinically.

This bone-cement interface model (CDM approach) was adapted to model press-fitted and frictional bone-implant interfaces in later work (Moreo et al., 2007). An osseointegration criteria was added to allow dissipated energy to vary negatively due to metabolic energy intake, i.e. to allow for the repair of the interface if mechanical conditions were adequate. Simulating a press-fit with this element is also possible. This bone-implant interface model was used to simulate osseointegration of three different models of non-cemented total hip prostheses. Resulting osseointegration patterns were similar to available experimental data. Because of its iterative method of resolution, this method remains computationally expensive.

Frictional and bonded contact elements are not ideally suited to model bone-implant and bone-cement interfaces because of their inability to represent progressive and evolutive behaviors such as progressive debonding of bone-cement interfaces and progressive osseointegration of bone-implant interfaces. A new, robust and computationally efficient modeling method is needed to simulate these interfaces and be able to numerically investigate phenomena such as osseointegration and debonding of hip resurfacing femoral components that cannot be evaluated clinically due to their opacity to X-rays.

7.3.3 Objectives

The main objective of the current study is to present a new interface element capable of simulating the progressive debonding of bone-cement interfaces and the progressive osseointegration of bone-implant interfaces, based on the work of Moreo et al. (2007). This new interface element will be used to predict interface progressive bonding or debonding based on the mechanical environment the interfaces are subjected to. A second objective is to use this new interface to evaluate the osseointegration potential and load transfer pattern of a

hip resurfacing femoral component with a biomimetic stem meant for osseointegration that has been introduced in a previous paper (Caouette et al., 2012).

7.4 Materials and methods

7.4.1 Interface model

The osseointegratable / degradable interface model presented in the current paper is an extension of the work by Moreo et al. (2007) that incorporates coupling of the normal and tangential directions into a displacement-traction surface. This traction surface allows direct calculation of the interface properties and state variable, which in turn reduces computing time of the FE model. The reader is referred to previous publications by Moreo et al. (Moreo et al., 2006; 2007) for detailed mathematical developments as only the main features and additions to the model are presented here.

7.4.1.1 The element

The new interface element is based on interface element technology used to simulate progressive delamination in composite materials (Alfano et Crisfield, 2001; Mi et al., 1998; Qiu, Crisfield et Alfano, 2001). The element is a plane element with zero thickness or thickness small enough to be considered negligible with respect to the rest of the model (see Figure 7.1). It has linear shape functions in the normal direction. Because it shares its nodes with underlying solid elements from the meshes it connects together, it can have linear or quadratic shape functions in the tangential direction. Interface elongations in the normal (s_1) and tangential (s_2) directions are obtained from the relative displacements of the top and bottom surfaces.

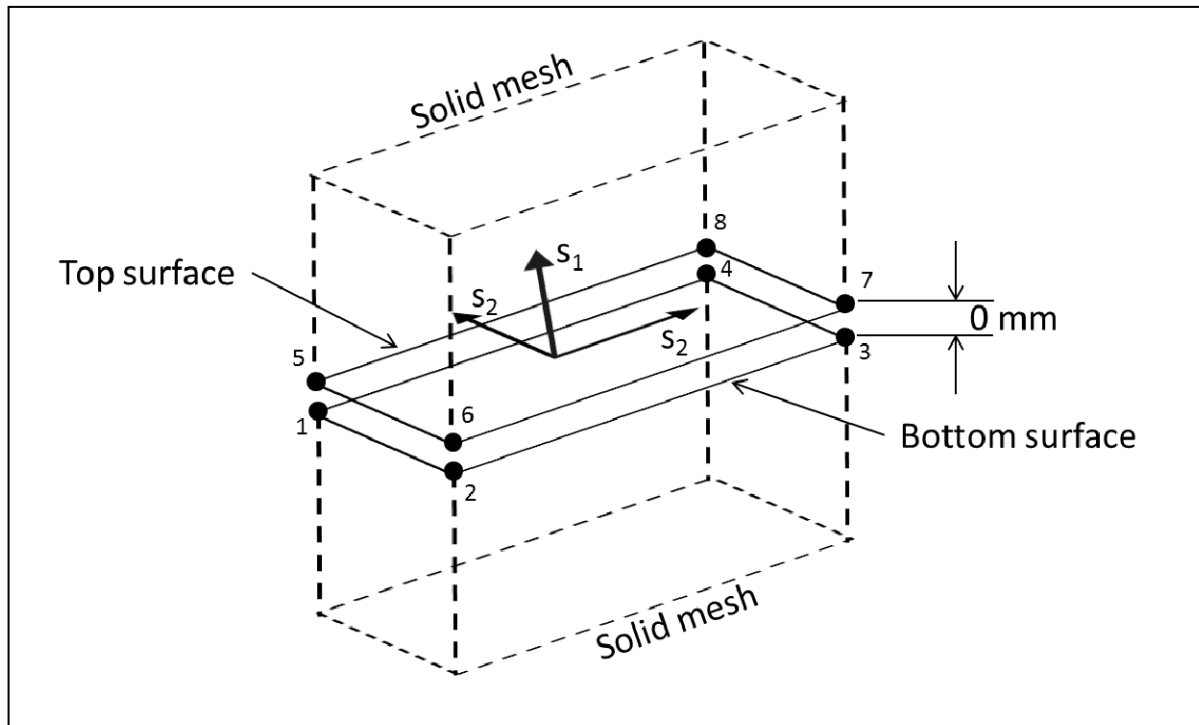


Figure 7.1 Graphical representation of the interface element and its integration into two adjacent solid meshes

7.4.1.2 The constitutive behavior

Based on experimental studies (Mann et al., 2001; Mann, Werner et Ayers, 1999) on bone-cement interfaces, different progressive non-linear behaviors are used in normal and tangential directions (see Figure 7.2a and b, respectively). Compressive behavior is not defined. A plausible assumption is made that under sufficient compression, the bone under the interface would fail first (Mann et al., 2001). A frictionless contact element is used to prevent interpenetration of the interface surfaces. No failure behavior is simulated. An initial linear behavior followed by exponential decay is assumed for both normal and tangential behaviors. Four physical quantities are necessary in each direction to calculate the traction-displacement curves: s_0 (elongation at initiation of damage), K_0 (initial rigidity), G_c (critical failure energy) and t_0 (apparent strength). These four physical quantities depend on bone density (ρ_{QCT} , obtained as Hounsfield units from a CT-scan), interdigitation depth (t_{int}) and

loading angle (θ , angle with the normal to the interface surface) and are obtained from statistical correlations of bone-cement interfaces (Mann et al., 2001).

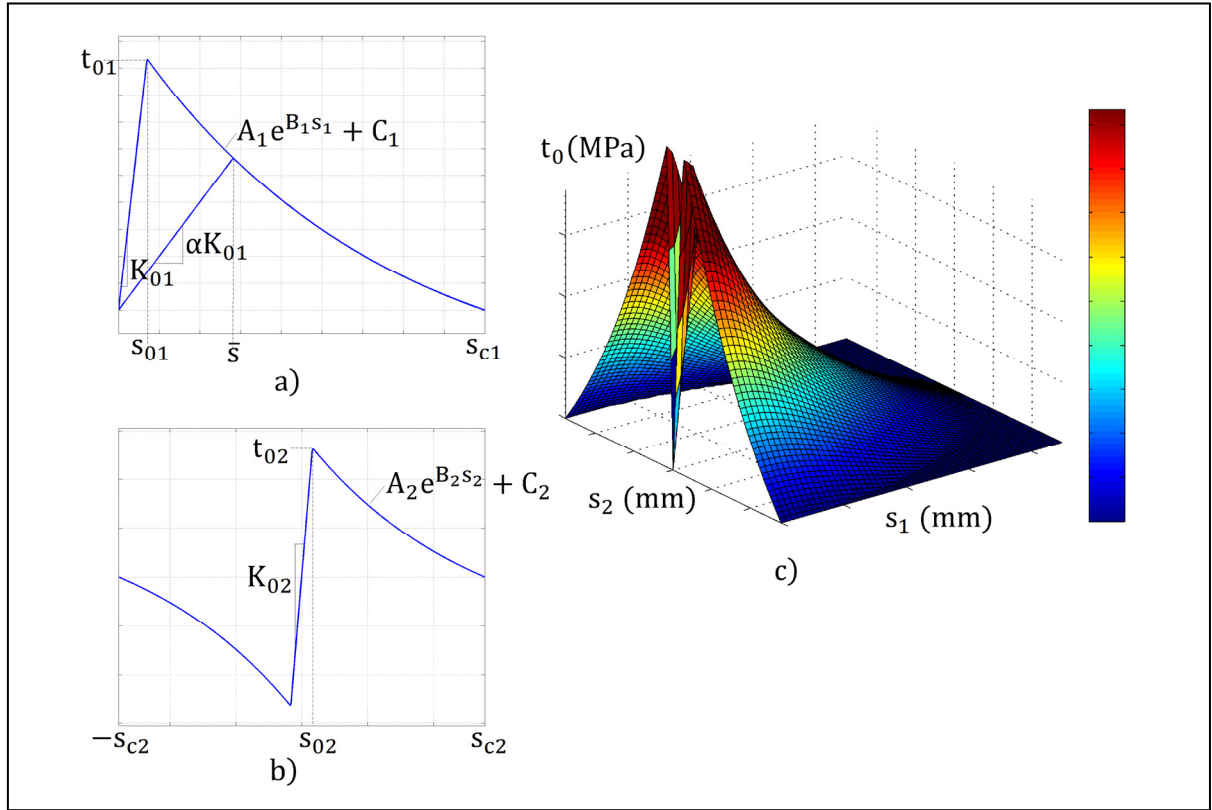


Figure 7.2 Constitutive behavior in a) normal direction b) tangential direction and c) unified traction surface for calculation of interface element traction response based on normal (s_1) and tangential (s_2) displacements

As suggested by Mann et al. (2001) from experimental work on mixed-mode failure of bone-cement interfaces, an elliptic failure criterion is applied to apparent strength (see Equation 7.1, where t_{01} and t_{02} are apparent strengths in normal and tangential directions, respectively). A general criteria is also applied to the critical failure energy (see Equation 7.2, where G_{c1} and G_{c2} are critical failure energies in normal and tangential directions, respectively) and elongation at rupture (s_c , see Equation 7.3, where s_{c1} and s_{c2} are elongations at rupture in normal and tangential directions, respectively), to obtain a unified traction surface for the

interface (see Figure 7.2c). This traction-displacement surface allows direct calculation of the interface traction response based on normal (s_1) and tangential (s_2) elongations.

$$t_0 = \frac{t_{01} \cdot t_{02}}{(t_{02}^2 \cos^2 \theta + t_{01}^2 \sin^2 \theta)^{1/2}} \quad (7.1)$$

$$G_c = \frac{G_{c1} \cdot G_{c2}}{(G_{c2}^\beta \cos^\beta \theta + G_{c1}^\beta \sin^\beta \theta)^{1/\beta}} \quad (7.2)$$

$$s_c = \frac{s_{c1} \cdot s_{c2}}{(s_{c2}^\beta \cos^\beta \theta + s_{c1}^\beta \sin^\beta \theta)^{1/\beta}} \quad (7.3)$$

7.4.1.3 Regulation of osseointegration and degradation

A state variable (α) is defined to quantify osseointegration and damage to the interface element. At $\alpha = 0$, the interface is debonded (completely damaged or unosseointegrated) and at $\alpha = 1$, it is bonded (undamaged or osseointegrated). At intermediate values of α , the interface is partially degraded or osseointegrated: its mechanical properties do not reach their maximal possible values. Friction ($\mu = 0.4$) is used to transfer load before the interface is able to bear load, i.e. in all interfaces with $\alpha < 0.4$ (Moreo et al., 2006). In the case of a bone-cement interface, the state variable can only decrease due to degradation. In a bone-implant interface, it can increase due to bone ingrowth or decrease due to degradation.

To regulate the evolution of α , a static damage criterion is established for both types of interface (bone-cement and bone-implant). This damage criteria states that degradation will occur if displacements are greater than \bar{s} (elongation at initiation of degradation for $\alpha \neq 0$): traction is then obtained from the exponential decay curve and a new reduced α is calculated. An osseointegration criterion is established for the bone-implant interface. Based on available literature data (Moreo et al., 2007), this criteria states that osseointegration will occur if displacements do not exceed a threshold limit, set at a conservative value of 30 μm

in the current study. Osseointegration follows the law of Equation 7.4, where v_{ost} is the daily rate of bone apposition ($3.5 \cdot 10^{-6}$ mm/cycle was used in the current study), s_{ost} is the micromotion threshold value, and s is the elongation. A fatigue damage law is also incorporated in the interface model (see Equation 7.5, where t is traction, B and C are fatigue law parameters). This law is based on available fatigue data on bone-cement interfaces (values of 12.58 for B and -13.43 for C were used) and decreases the state variable depending on the number of cycles of load simulated.

$$\dot{\alpha} = v_{ost}(s_{ost} - s) \quad (7.4)$$

$$\dot{\alpha} = \frac{1}{NCF_{interface}(t)}, \quad NCF_{interface} = B \left(\frac{t}{t_0} \right)^C \quad (7.5)$$

7.4.2 Finite element model

The new interface model is applied to a finite element model of a hip resurfacing femoral component with a novel composite biomimetic stem. This osseointegrated biomimetic stem was described in a previous paper (Caouette et al., 2012), and is meant as an interesting alternative when fixation extension is desired. The implant design is based on a commercially available model, Zimmer's Durom™ implant. The implant is positioned at 5° valgus versus the native neck-diaphysis angle; final positioning of the implants was verified by two experienced surgeons (co-authors ML and PAV). The virtual implant is cemented as per recommendations of the manufacturer (1-mm thick cement mantle underneath the spherical part of the implant to cover the femoral head exposed trabecular bone surface). The modification made to the commercial design consists in replacing its stem with a new stem. This new stem is made of composite material with bone-matching properties and covered with hydroxy-apatite that promotes fixation through osseointegration. When compared with the currently clinically employed extended fixation method of metallic stem cementation, this new femoral component offers reduced strain shielding (Caouette et al., 2012).

The FE model uses a personalised femur obtained from CT-scan of a patient who received the implant (52 mm diameter implant). Heterogeneous patient-specific mechanical properties are applied to the trabecular bone region using a relation from the literature (Rho, Hobatho et Ashman, 1995). The resulting elasticity modulus distribution in the trabecular bone ranges from 0.5 to 6 GPa. Cortical bone elasticity modulus is set at 17 GPa (Hobatho, 2003). The cement mantle is modeled with an elasticity modulus of 2.07 GPa (Yang et al., 1997), and the metallic part of the implant has an elasticity modulus of 210 GPa. All materials are modeled as linear elastic isotropic materials. The model is meshed with 3-mm quadratic tetrahedrons. A less refined mesh (5-mm) is used in the distal part of the femoral bone, as it is far from the region of interest of the current study. The resulting model comprises 105 000 elements and 125 000 nodes.

7.4.2.1 Interface modeling

For comparison purposes, two types of interface modeling were used. The first type uses contact interfaces, the second one uses the new interface element (see Figure 7.3 for a view of the interfaces, see Table 7.1 for detailed characteristics of interfaces). In the models with contact interfaces, frictional contacts ($\mu = 0.4$ (Taylor, 2006)) are used at the bone-stem interface to model the ante-osseointegration situation. Bonded contacts are used to model the after osseointegration situation. The bone-cement interface is also modeled with bonded contacts, both before and after osseointegration. For the model with osseointegratable / degradable interfaces, bone-cement and bone-implant interfaces are modeled with the new interface element. The stem is initially assumed to be completely debonded ($\alpha = 0$) with the load transferred through friction. Cement-implant interfaces are modeled with frictional contact elements ($\mu = 0.4$ (Taylor, 2006)) in all models.

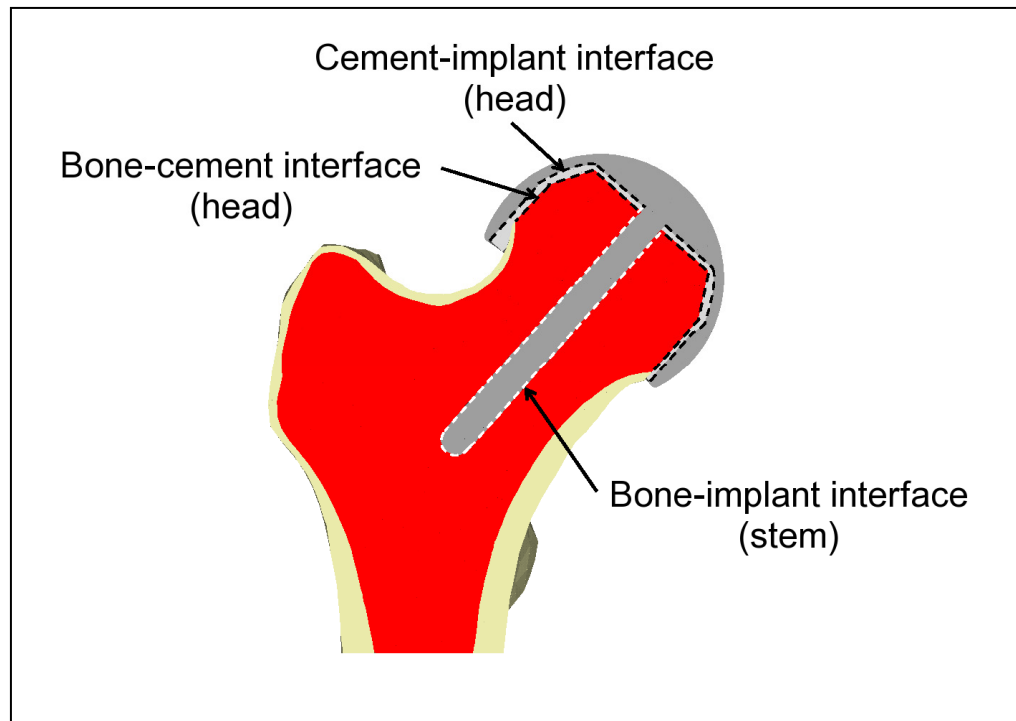


Figure 7.3 Frontal cut view of the hip resurfacing geometrical model

Table 7.1 Interface properties for the contacts and osseointegratable interface models

Osseointegratable / degradable interface models (4 models)				
	Initial α	Apparent strength (t_0)	Stiffness (K_0)	Critical failure energy (G_c)
		(MPa)	(N/mm)	(N/mm)
Bone-cement interface (dome)				
1-mm interdigitation	1	0 - 3.7	0 - 44.8	0 - 2.3
2-mm interdigitation	1	0 - 6.5	0 - 79.7	0 - 4.5
3-mm interdigitation	1	0 - 9.3	0 - 114.5	0 - 6.7
5-mm interdigitation	1	0 - 15.1	0 - 184.3	0 - 11.1
Bone-implant interface (stem)				
2-mm interdigitaion equivalent	0	0 - 5.4	0 - 66.0	0 - 3.6
Cement-implant interface (dome)	Frictional contacts ($\mu = 0.4$)			
Contact interface models (2 models)				
Bone-cement interface (dome)	Bonded contacts			
Bone-implant interface (stem)				
Before osseointegration	Frictional contacts ($\mu = 0.4$)			
After osseointegration	Bonded contacts			
Cement-implant interface (dome)	Frictional contacts ($\mu = 0.4$)			

Because the traction-displacement behavior of each interface element is dependent on bone density, properties of the interfaces vary locally (see Figure 7.4). The traction-displacement surface is unique for each element and is partially dependent on the local Hounsfield density (HU density). A uniform depth of cement interdigitation is assumed for all bone-cement interface elements of a single model, and is used with HU density to calculate q_{int} , the quantity of interdigitated bone (see Equation 7.6, where t_{int} is the interdigitation depth). This

quantity is then used in statistical correlations obtained by Mann et al. (2001) from experimental mechanical testing on specimens of bone-cement interfaces and traction-displacement surface characteristics are calculated for each element. Because of the absence of experimental data regarding bone-implant interface properties, properties for that interface are assumed to be equivalent to a 2-mm interdigitation depth bone-cement interface. Properties for the interfaces of each model are detailed in Table 7.1.

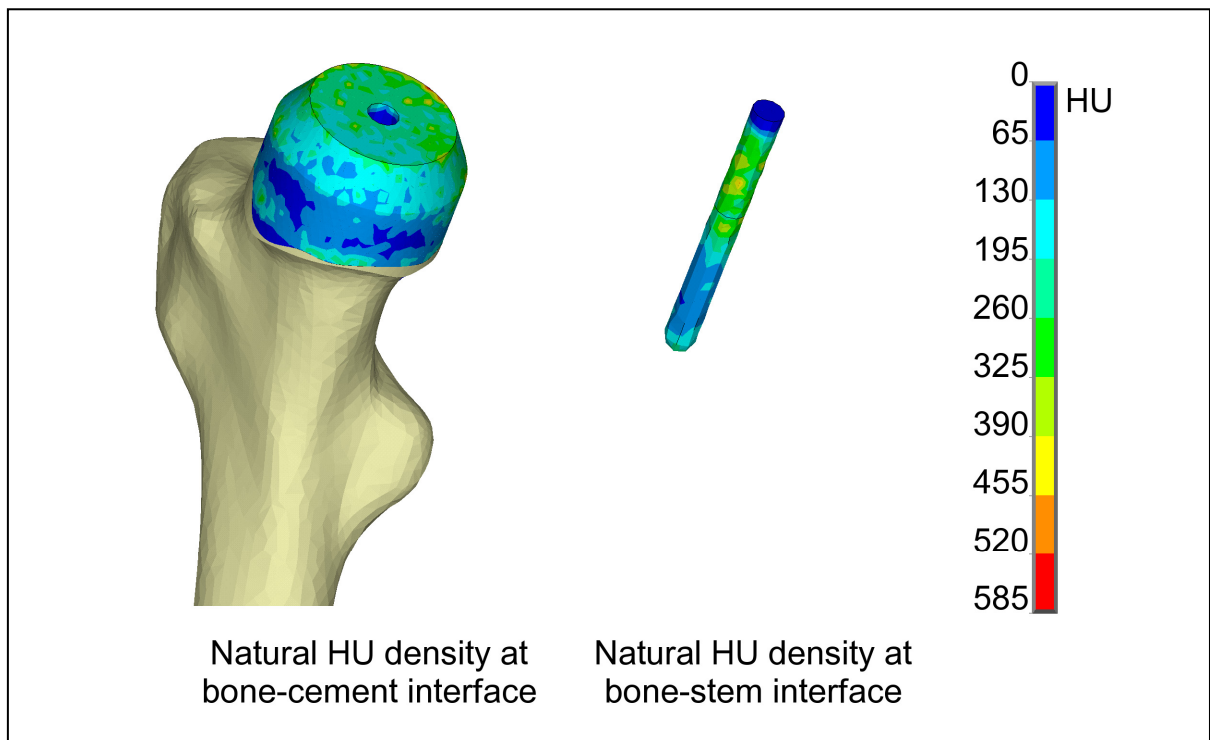


Figure 7.4 HU density distribution on a) the bone cement interface surface b) the bone-stem interface surface

$$q_{int} = \rho_{QCT} \times t_{int} \quad (7.6)$$

7.4.2.2 Numerical implementation

Three load cases (see Table 7.2) are applied sequentially to simulate 25 weeks of physical activity. They represent walking/standing, stair climbing and resting (Bergmann et al., 2001;

Heller et al., 2001; Moreo et al., 2007), and comprise a mid-diaphysis fixation with the hip contact force and abductor load. These three load cases are pondered by a certain number of cycles to represent one week of healthy activity, as determined by the experimental work of Morlock et al. (2001) and applied 25 times each to simulate the 6 months period required for osseointegration (Moreo et al., 2007).

Table 7.2 Numerical values and orientations of load cases used in the osseointegration simulations

		Hip contact force			Abductors		
		Force	Orientation		Force	Orientation	
Load case	Cycles / week	(N)	(°XZ)	(°YZ)	(N)	(°XZ)	(°YZ)
Walking / standing	367 269	2 317	24	6	703	28	15
Stairs up	4 816	2 149	9	163	975	5	41
Resting	530 670	580	24	6	176	28	15

Axe Z is parallel to diaphyseal axis

Axe X is perpendicular to axe Z and is in the femoral frontal plane (plan XZ is the femoral frontal plane)

Axe Y is perpendicular to the other two planes (plan YZ is a latero-sagittal plan)

Angle XZ is positive in anterior direction

Resolution of one load case of the FE model with interface elements is shown on Figure 7.5. The solution is first calculated for a load increment and displacements are used to obtain the state variable α and the resulting stiffness matrix of the interface elements. This process is repeated until convergence for the load increment has been attained. The load is then incremented and the stiffness matrix K is updated until the full load has been applied and solved. Following convergence of the load case, the state variable α of each interface element is decreased following the fatigue law and the number of cycles associated with the load case. In the case of osseointegratable bone-implant interface elements, α is also increased following the osseointegration rule of Equation 7.4. It is assumed that stresses and strains at

the interfaces do not vary during this time period. The next load can then be applied and solved, until the full 25 weeks of activity have been simulated. Ansys v12 software was used (pre / post processing and solving).

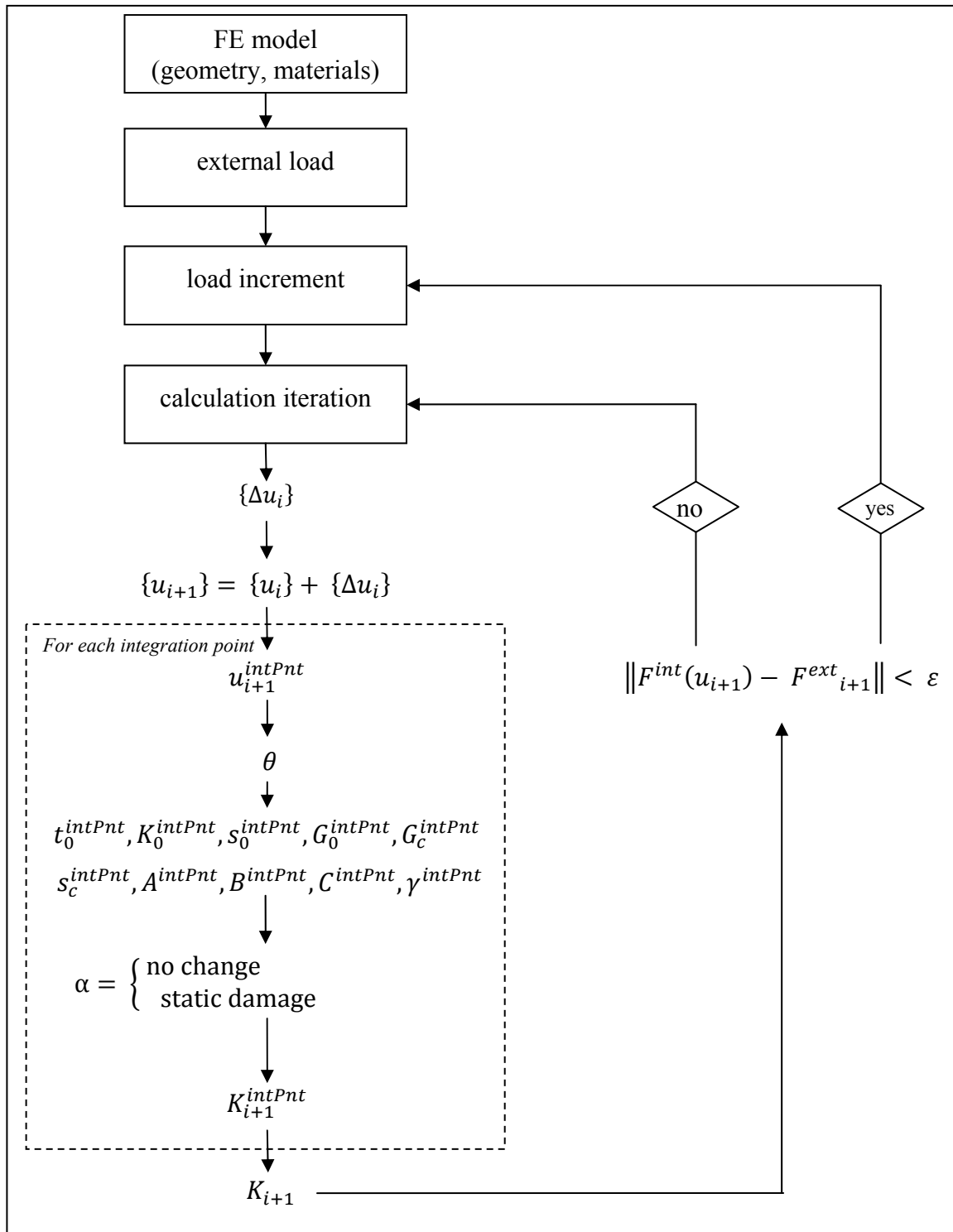


Figure 7.5 Incremental load solving algorithm of the FE model with osseointegratable interface elements

The effect of interdigitation depth on bone-cement micromotions will be examined. Maximal compressive bone strains resulting from the two interface types (contacts and interface elements) will be compared, as will micromotions and osseointegration pattern at stem-bone interface. Stresses within the implant are also examined.

7.5 Results

7.5.1 Effect of interdigitation depth of the bone-cement interface

Figure 7.6 shows micromotions at bone-cement interface for the four different values of interdigitation depth of the osseointegratable interface models, both before and after osseointegration of the biomimetic stem. Before osseointegration, the 1 mm interdigitation model has the highest level of micromotions with a peak at 10 μm at the rim of the implant. Increasing the interdigitation depth decreases micromotions, as expected from the increased stiffness (K_0) of more interdigitated bone: the 5 mm interdigitation depth model has a peak value of micromotions of only 3 μm . After osseointegration of the stem, micromotions are decreased on all models.

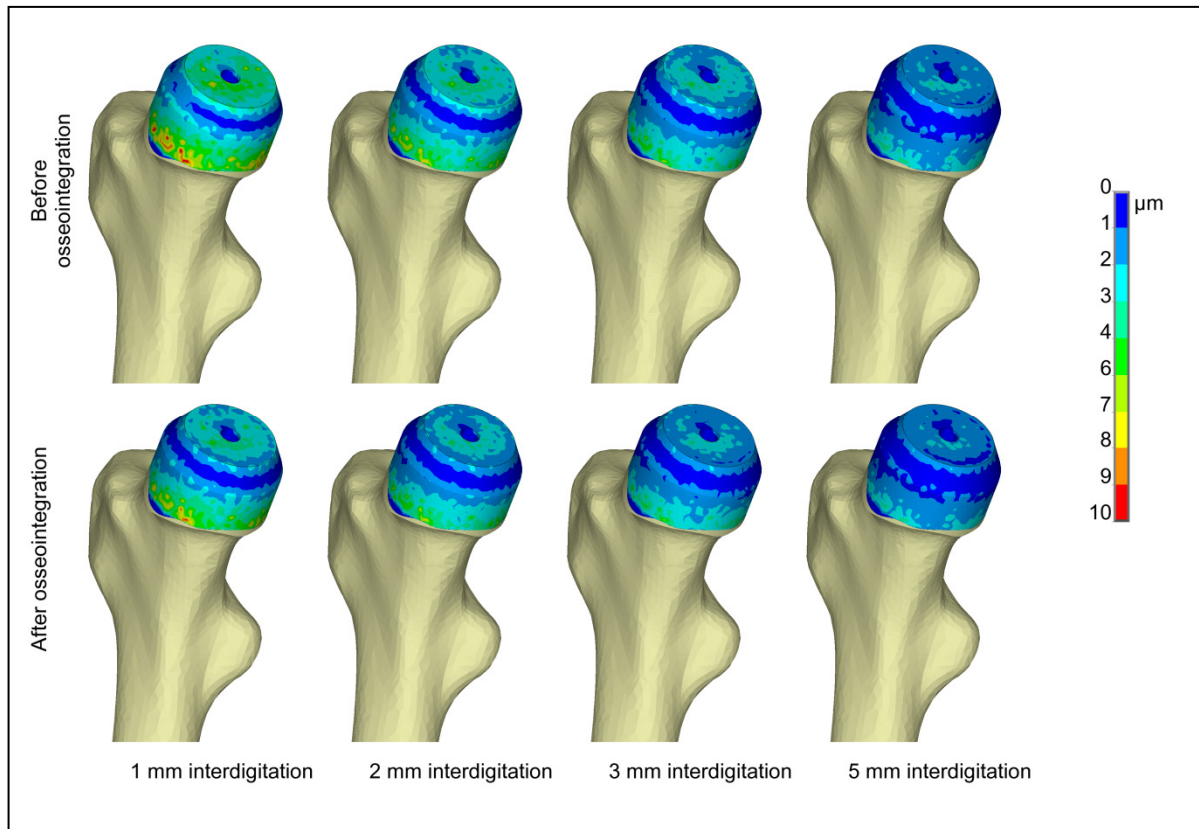


Figure 7.6 Micromotions at bone-cement interface for 4 different values of interdigitation depths, before and after osseointegration

Besides these minor variations of micromotions at bone-cement interface, no measurable effect of varying interdigitation depth could be seen on compressive strains within the bone, micromotions and osseointegration at stem-bone interface or stresses within the implant. Therefore, only the 2 mm interdigitation model is shown in the remainder of the current study.

7.5.2 Bone strains

Maximal compressive deformations in proximal bone for the frictional / bonded contacts interface and osseointegratable / degradable interface models are shown on Figure 7.7, both before and after osseointegration of the biomimetic stem (gait load case is shown). Before osseointegration, both interface types show a deformation concentration ($-5200 \mu\epsilon$) at stem

tip. The overstained zone is slightly larger for the contacts interface than the osseointegratable interface. The center of the femoral head is strained at $-1230 \mu\epsilon$ for both interface types. The supero-lateral part of the femoral head is more strained for the contacts interface ($-650 \mu\epsilon$) than the osseointegratable interface ($-450 \mu\epsilon$). The infero-medial part of the femoral head is more strained for the contacts interface ($-1100 \mu\epsilon$) than the osseointegratable interface ($-825 \mu\epsilon$).

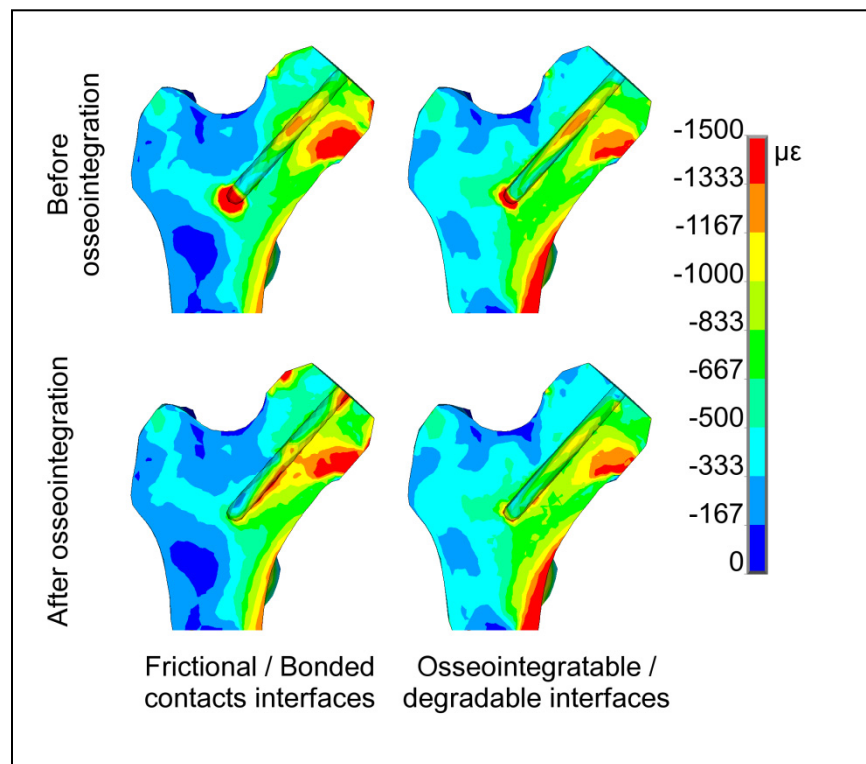


Figure 7.7 Maximal compressive deformation (ϵ_3) in proximal bone (cortical and trabecular bone are shown) for the contacts and osseointegratable interface models, before and after osseointegration

After osseointegration, the stem tip is no longer overstained for either interface type, but remains more strained for the osseointegratable ($-915 \mu\epsilon$) than the contacts interface ($-800 \mu\epsilon$). The center of the femoral head is less strained for the contacts interface ($-800 \mu\epsilon$) than the osseointegratable interface ($-1167 \mu\epsilon$). The infero-medial part of the femoral neck is more strained for the contacts interface ($-1345 \mu\epsilon$) than the osseointegratable interface ($-1125 \mu\epsilon$).

For both interface types, this part of the neck is more strained after osseointegration than it was before ($-1100 \mu\epsilon$ and $-1000 \mu\epsilon$ for the contacts and osseointegratable interfaces respectively), indicating a change in load transfer pathway.

7.5.3 Micromotions and osseointegration at stem-bone interface

Figure 7.8 shows micromotions at stem-bone interface for the gait load case, both before and after osseointegration. The gait load case is analysed rather than the stairs up load case because its micromotions are higher. Before osseointegration, the contacts interface show micromotions of up to $25 \mu\text{m}$ in the distal part of the stem. The osseointegratable interface has micromotions of up to $18 \mu\text{m}$, with its peak zone also in the distal part of the stem. After osseointegration, micromotions are null for the contacts interface, but the osseointegratable interface show reduced micromotions of up to $7 \mu\text{m}$ in the distal part of the stem.

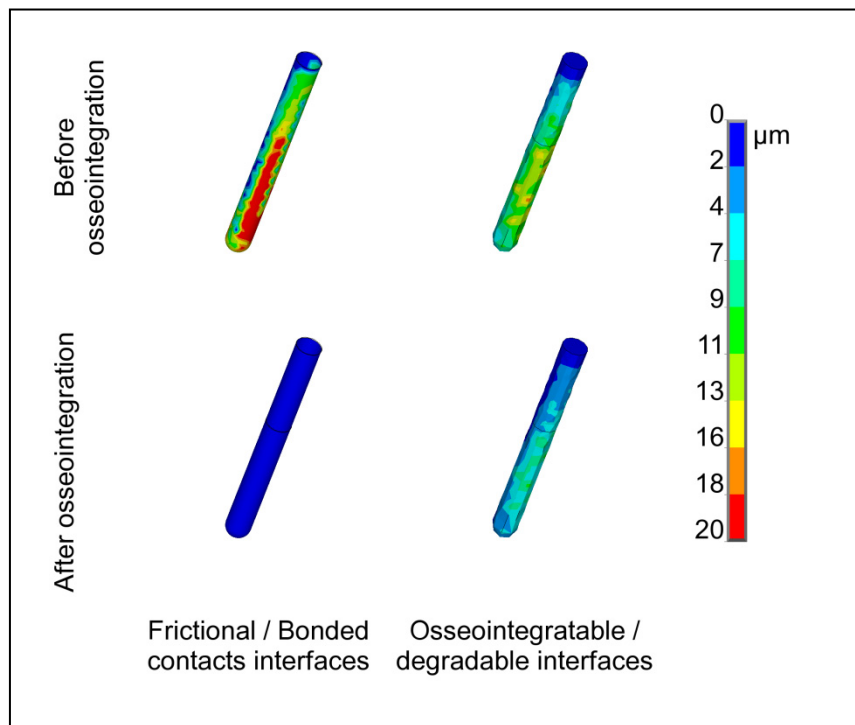


Figure 7.8 Micromotions at bone-stem interface for the contacts and osseointegratable interface models, before and after osseointegration

The state of osseointegration (α parameter) on the biomimetic stem for the osseointegratable interface is presented on Figure 7.9. Before osseointegration, the level of α is null over the entire stem surface, indicating that friction transfers the load. After osseointegration, α reaches 0.75 over a sizeable portion of the stem surface, with a pattern of fully osseointegrated spot-welds ($\alpha = 1$). None of the stem surface has an α below 0.4, indicating there is no longer any load transferred through friction (the stem's top extremity showing a null value of α is in contact with the cement mantle rather than bone, and therefore cannot osseointegrate).

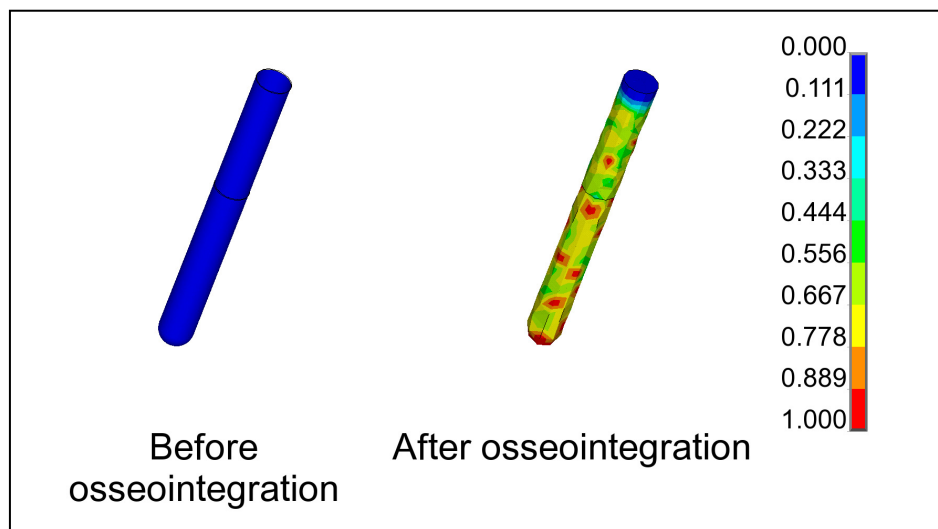


Figure 7.9 Osseointegration state variable α at stem-bone interface for the osseointegratable interface model, before and after osseointegration

7.5.4 Stresses in the implant

Von Mises stresses in the implant for the gait load case are presented on Figure 7.10. Before osseointegration, stresses within the stem are moderate for both interface types (7 MPa), with a slight stress concentration at the stem-dome junction. This concentration is higher for the osseointegratable interface (23 MPa) than the contacts interface (19 MPa). After osseointegration, stresses within the stem are higher, for both the contacts (16 MPa) and osseointegratable (13 MPa) interfaces. The stress concentration at stem-dome junction is also

higher than before osseointegration, with values of 29 MPa for the contacts interface and 24 MPa for the osseointegratable interface.

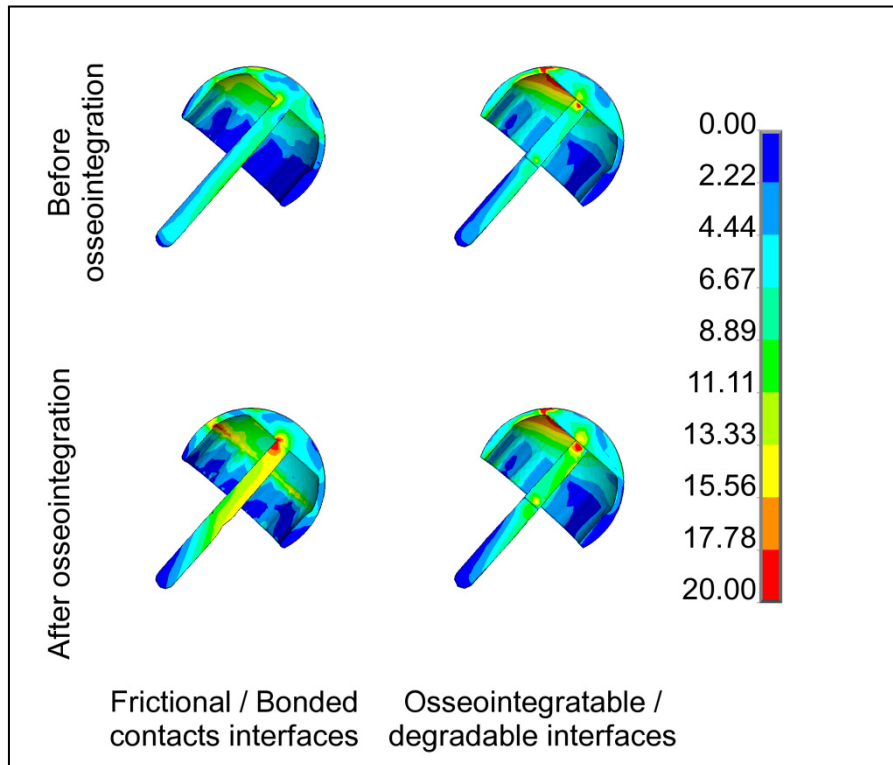


Figure 7.10 Von Mises stresses in the implant for the contacts and osseointegratable interface models, before and after osseointegration

7.6 Discussion

The osseointegratable and degradable interface element presented in the current paper is an attempt to improve the modeling methods of bone-cement and bone-implant load-transmitting interfaces in numerical evaluation of orthopaedic implants. This element was applied to a FE model of a hip resurfacing femoral component with a biomimetic stem. The biomimetic implant strain shielding reduction potential was examined in a previous paper (Caouette et al., 2012), where it was shown that the bonded biomimetic stem caused less strain shielding in the supero-lateral part of the femoral head than a cemented metallic stem. The FE model of the current study has demonstrated that the biomimetic stem has bone-

implant micromotions low enough to osseointegrate effectively. From an implant design perspective, the current study emphasizes the fact that the implant stem requires optimisation of its geometrical shape to alleviate the stress concentration at the stem-dome junction and avoid possible fatigue failure.

The new interface element is an extension of the work by Moreo et al. (2007) for simulation of bone-cement and bone-implant interfaces. Coupling of the directions in the current study allows direct calculation of the element state variable rather than the iterative convergence used by Moreo et al. (2007). This feature drastically reduces solving time for the element, making it computationally efficient to use more refined meshes for implant analysis. Because this element can also incorporate press-fits, it could be used to evaluate the osseointegration patterns of uncemented hip resurfacing femoral components, or any other type of implant requiring this feature.

7.6.1 Primary stability of hip resurfacing vs total hip arthroplasty

Stair climbing is recognized as more critical than gait to primary stability of total hip prostheses, due to the fact that it imposes a torsion moment to the stem (Kassi et al., 2005). This torsion moment creates higher micromotions at the diaphyseal stem-bone interface than the gait load case that is traditionally used to evaluate stress shielding. Interestingly, in the current hip resurfacing model, the stair climbing load case did not cause higher micromotions at stem-bone interface than the gait load case: in fact, micromotions were in the same order of magnitude regardless of the load case used. Other FE studies also found limited micromotions for stair climbing load cases (Pal, Gupta et New, 2009a; Pal, Gupta et New, 2009b). Because the femoral neck is retained in hip resurfacing, no torsion moment is imposed at the stem-bone interface: the stem of a hip resurfacing is subjected to flexion rather than torsion. This implies that load cases critical for THA primary stability may not be as critical for hip resurfacing primary stability and that other load cases not considered in the current study may generate higher micromotions.

7.6.2 Effect of interdigitation depth

Interdigitation depth was simulated as uniform over the exposed trabecular bone, whereas in reality it varies depending on bone density and other factors, as was demonstrated experimentally by Beaulé et al. (2009). However, varying the uniform depth of the interdigitated zone had little effect on the results of the current study. It remains to be seen whether a bone-cement interface subjected to higher tangential interfacial stresses, such as that of a cemented THA, might show measurable differences in bone strains for varying depths of interdigitation.

7.6.3 Micromotions and osseointegration at stem-bone interface

The micromotions at stem-bone interface shown on Figure 7.8 clearly show the main limitation of bonded contacts for simulation of osseointegrated interfaces: with bonded contacts, a condition of no relative motion is prescribed, and micromotions disappear altogether. This condition is unrealistic because of its inability to account for the progressive nature of osseointegration of bone-implant interfaces and debonding of bone-cement interfaces (Pérez, García et Doblaré, 2005). Furthermore, bonded contacts bond the entire surface, whereas some clinically stable implants have only as little as 30 to 40 % of their available surface osseointegrated (Song, Beaupré et Goodman, 1999).

The new osseointegratable element does not bond perfectly the entire surface, nor does it prescribe null relative motion: in fact, it predicted an osseointegration pattern of spot-welds that has been clinically reported on porous-coated THAs (Moskal, Jordan et Brown, 2004), with low but measurable micromotions. This imperfect bonding of the bone-stem interface leads to less drastic changes between strain distributions of before and after the osseointegration process than the contacts interface model. This feature of the interface model is in accordance with results from Dickinson, Taylor et Browne (2012), who found that their bone-healing algorithm led to less drastic bone density changes than bonded

contacts. The bone density changes predicted by their algorithm were also deemed to be more realistic than those predicted by bonded contacts.

7.6.4 Compressive behavior of the bone-cement interface

Compressive behavior of bone-cement and bone-implant interfaces is not accounted for in the current study: it was assumed that the bone underlying the interfaces was likely to fail first under sufficient compressive loading, but that there would be no damage to the interface itself (Moreo et al., 2006; 2007). This assumption does not take into account the compressive behavior of the interdigitated bone region (also referred to as the bone-cement composite in the literature), as described by Race, Mann et Edidin (2007). Because there is no chemical adhesion between bone and cement, these two materials do not behave as a composite but rather as two independent porous materials. This effectively means that the bone-cement composite has lower mechanical properties than cement or bone. Therefore, the assumption of failure of the underlying bone with no damage to the interface may not be valid.

Biological evolution of the bone-cement interfaces is not accounted for in the current study. This evolution was recently shown to lead to lessened rigidity of bone-cement interfaces when compared with laboratory prepared specimens (Miller et al., 2010). This loss of rigidity and strength is explained by the presence of thin fibrous tissue and fluid-filled cavities at the interface. These weakened bone-cement interfaces, combined with possible bone density changes due to bone remodeling along the stem (Dickinson, Taylor et Browne, 2012), further invalidate the assumption that the bone-cement interface is not damageable in compression.

7.6.5 Limitations

Several limitations remain in the current study. Only one femur with an optimally positioned implant was used, and there was no mechanical validation of the FE model or of the interface model. The FE model used in the current study is idealized: there are no bone defects simulated (large cysts, necrotic bone or extensive avascular necrosis) that would justify stem

fixation, and perfect gapless contact between interface surfaces. Simulation of less perfect conditions could alter load transmission across interfaces, and change results. In the absence of available experimental data, the properties used for the bone-implant interface are those of bone-cement interfaces. Furthermore, bone-implant interface properties depend upon the implant surface (rough, polished): this was not taken into account in the current study. Bone remodeling is not simulated in the current study: bone density changes under the implant dome could alter the interfaces mechanical environment and load path, therefore altering the predicted osseointegration process.

7.7 Conclusion

The current study presented a new, robust and computationally efficient method of bone-implant and bone-cement interfaces based on previous work from Moreo et al. (Moreo et al., 2007). The interface element allows simulation of progressive bone ingrowth on surface of osseointegratable implants, or progressive debonding of bone-cement interfaces. Notwithstanding the above-mentioned limitations, the newly developed element offers a new tool for FE analysis of orthopaedic implants. For example, this element could now be used to assess the osseointegration patterns of uncemented hip resurfacing femoral components, as it can also include press-fit effects.

7.8 Acknowledgements

The authors would like to thank Dr Manuel Garcia-Aznar, Dr M^a Angeles Pérez and the research group at the University of Zaragoza for their invaluable help in improving the interface model.

The authors would also like to thank National Sciences and Engineering Research Council (NSERC), Fonds québécois de la recherche sur la nature et les technologies (FQRNT) and Programme Mentor for their financial support.

CHAPITRE 8

DISCUSSION GÉNÉRALE

Un nouvel implant de resurfaçage de hanche dont la tige est faite d'un matériau composite biomimétique aux propriétés mécaniques semblables à celles de l'os cortical a été imaginé. Plus spécifiquement, la tige d'alignement d'un implant de resurfaçage disponible commercialement (Durom™, Zimmer Corp) a été remplacée par une tige faite de ce matériau composite afin d'obtenir un implant entraînant moins de décharge mécanique dans l'os fémoral que sa version commerciale entièrement métallique. L'évaluation préclinique numérique du design du nouvel implant nécessitait la mise au point d'outils d'évaluation du comportement biomécanique de l'implant biomimétique. L'objectif principal de la présente thèse était par conséquent la mise au point d'outils d'évaluation préclinique numérique, notamment pour l'évaluation de l'ostéopénie de décharge mécanique par la modélisation de l'état de contraintes et déformations dans l'os et du remodelage osseux qui s'ensuit, ainsi que l'évaluation de l'ostéointégration par la modélisation d'interfaces de transfert de charge capables d'en simuler le comportement progressif.

Ces objectifs ont été atteints par l'intermédiaire de trois publications formant le cœur de cette thèse. Le premier article s'est attardé à démontrer la réduction de la déviation des contraintes amenée par le remplacement de la tige d'alignement métallique par une tige en matériau composite biomimétique. En prélude à cette première publication, un outil d'évaluation de l'ostéopénie de décharge mécanique a été mis au point : il s'agit d'une application du modèle de remodelage osseux de Doblaré, qui a permis de simuler à la fois les variations de densité osseuse et la réorientation des propriétés de l'os trabéculaire. Le deuxième article s'est intéressé aux méthodes traditionnelles de modélisation des interfaces de transfert de charge et à leurs lacunes, la principale étant leur incapacité à simuler des phénomènes progressifs comme l'endommagement des interfaces os-ciment ou l'ostéointégration des interfaces os-implant. Cette lacune a été adressée par la mise au point d'un élément interface capable de simuler ces phénomènes, et dont l'application à un modèle ÉF d'implant de resurfaçage de

hanche fait l'objet du troisième et dernier article constituant la présente thèse. Quelques recommandations ont également été émises suite aux conclusions des trois études et des résultats connexes présentés dans la thèse.

Notamment, l'optimisation de la forme géométrique de la tige de l'implant est recommandée, à la fois pour diminuer la concentration de contrainte à la jonction tige-dôme et augmenter le gain en termes de réduction de déviation des contraintes dans l'os de la tête fémorale. De plus, l'ajout d'un modèle de remodelage osseux externe pour l'évaluation du rétrécissement du col fémoral est recommandé; utilisé en conjonction avec le nouvel élément interface, ce type de modèle pourrait aider à expliquer les différences observées pour le rétrécissement du col entre les implants cimentés et non cimentés. Toutes ces recommandations, ainsi que celles identifiées dans les articles, sont résumées dans le cadre de ce chapitre.

8.1 L'implant Durom™

Le premier article concernant l'implant Durom™ a permis de constater la déviation des contraintes engendrée par une tige métallique cimentée versus une tige métallique non fixée. Une réduction de 30% des déformations par rapport au fémur sain a été observée dans la partie supérieure de la tête fémorale pour la tige cimentée, indiquant un risque de résorption osseuse dans cette zone. Cette réduction n'était que 15% pour la tige biomimétique, soit une réduction de 50% de l'effet de décharge mécanique. L'objectif en fixant la tige était d'assurer un transfert de charge plus distal, qui soit moins tributaire de la qualité osseuse de la tête fémorale : les résultats numériques démontrent que c'est effectivement le cas. La présente étude montre qu'il y a un changement dans le mécanisme de transfert de charge lorsque la tige est fixée, que ce soit par cimentation ou par ostéointégration. La fixation de la tige métallique des implants commerciaux actuels par cimentation et par ostéointégration a été testée cliniquement et a donné de bons résultats (Amstutz et al., 2007b; Amstutz et Le Duff, 2008; Lilikakis, Vowler et Villar, 2005), malgré qu'un rétrécissement du col ait été observé dans certains cas. Dans le cas de la tige biomimétique, on observe un taux de déformation

mécanique plus élevé dans la tête fémorale, ce qui indique que la tige biomimétique devrait mieux performer à long terme qu'une tige métallique cimentée.

8.1.1 Design de l'implant

Les publications présentées aux chapitres 5 et 7 ont montré dans l'implant de resurfaçage une concentration de contraintes à la jonction tige-dôme, et ce pour tout type de fixation. Bien que relativement faible (100 MPa) par rapport à la limite élastique du cobalt-chrome (1450 MPa) constituant les implants métalliques, cette concentration de contraintes (29 MPa) est plus sérieuse pour le matériau biomimétique dont la limite élastique est de l'ordre de 100 à 180 MPa, dépendamment de la configuration des fibres dans le matériau. Afin d'éviter une possible rupture en fatigue de la tige biomimétique à la jonction tige-dôme, la recommandation est donc émise de redessiner la forme de la tige, afin d'éliminer ou à tout le moins de réduire la concentration de contrainte à la jonction tige-dôme.

En plus de la modification visant à éliminer la concentration de contraintes à la jonction tête-dôme, une optimisation géométrique de la forme géométrique de la tige serait également souhaitable. Une forme géométrique courbe de tige métallique cimentée semblable à celle de l'implant TARA (voir figure 1.4) a récemment été proposée dans la littérature par Cristofolini et al. (2009) : l'adoption de cette forme courbe a permis une réduction de la décharge mécanique dans le col fémoral (plutôt qu'une réduction de la déformation mécanique de 50% pour un implant à tige traditionnelle, le nouvel implant a permis une réduction de seulement 20%). Selon les conclusions de Cristofolini et al. (2009) et Cristofolini et al. (2011), cette forme géométrique permet donc de réduire à la fois la décharge mécanique et le risque de fracture du col par rapport à un implant de resurfaçage à tige droite traditionnelle. L'utilisation du matériau composite biomimétique pour la fabrication de la tige ayant également montré une réduction de la décharge mécanique dans la tête et le col fémoral (Caouette et al., 2012), il est probable qu'une optimisation de la forme de cette tige permette d'améliorer encore cette réduction.

8.2 Méthodes traditionnelles de modélisation des interfaces

La deuxième étude avait pour objectif d'évaluer l'effet de la méthode de modélisation des interfaces de transfert de charge sur les déformations dans l'os pour différents scénarios de fixation de la tige. Les résultats ont montré que l'inclusion des contraintes résiduelles générées par la polymérisation du ciment osseux affecte le transfert de charge et augmente notamment les micromouvements. Les résultats montrent très clairement que le niveau de décharge mécanique est directement affecté par le type d'interface utilisé (collée, partiellement collée, cimentée). Une fixation de la tige, même partielle, mène à une décharge mécanique dans la tête fémorale. La première étude avait conclu que le meilleur scénario pour réduire la décharge mécanique était d'utiliser un trou surdimensionné sans fixation de la tige. Toutefois, le processus de guérison osseuse va à terme remplir ce trou et transformer la fixation en un contact frictionnel intime entre la tige et l'os. La fixation collée et la tige cimentée semblent être les meilleurs scénarios, parce qu'elles ne créent pas de zone d'os trabéculaire en surcharge.

Les études cliniques récentes n'ont pas montré d'effets préjudiciables à la fixation de la tige par cimentation (Amstutz et Le Duff, 2009; Amstutz, Takamura et Le Duff, 2011), mais des études par éléments finis prédisent de la décharge mécanique et possiblement de l'ostéopénie de décharge menant à des événements comme la rupture de la tige (Dickinson, Taylor et Browne, 2012; Gupta, New et Taylor, 2006; Ong et al., 2009). La présente étude offre une autre explication possible : puisque ces études utilisent des interfaces parfaitement collées et ne modélisent pas des phénomènes comme les contraintes résiduelles, elles tendent à surestimer le niveau de déviation des contraintes dans la tête et le col fémoral.

Le type de fixation parfaite sur 100% de la surface fixée utilisé dans cette étude n'est toutefois pas représentatif de la situation clinique, pour laquelle des implants avec 30 à 40% de leur surface ostéointégrée sont cliniquement stables (Song, Beaupré et Goodman, 1999). La nature irréaliste de la fixation parfaitement collée est également mise en évidence par l'absence de micromouvements aux interfaces frictionnelles tige-os. Une telle interface est

également irréaliste pour les interfaces os-ciment, puisque des micromouvements mesurables ont été observés expérimentalement pour cette interface (Mann et al., 2008; Mann et al., 2009).

8.3 Nouvel élément pour la modélisation des interfaces

L'objectif de la troisième étude consistait à créer un élément interface capable de modéliser des comportements progressifs, un élément interface pour lequel les principales lacunes identifiées à la précédente étude ont été éliminées. Le nouvel élément est basé sur des travaux antérieurs de Moreo et al. (2007), et il a été amélioré pour y inclure un couplage entre les directions normale et tangentielle. Ce couplage permet notamment d'améliorer grandement la vitesse de calcul de l'élément (qui n'a plus besoin d'être résolu itérativement), en plus d'être plus conforme aux données expérimentales de Mann (Mann et al., 2001; Mann, Werner et Ayers, 1999) sur lesquelles il est basé.

Cette troisième étude s'est intéressée notamment à la stabilité primaire de l'implant de resurfaçage biomimétique, ce qui implique d'investiguer les cas de chargements les plus susceptibles d'engendrer des micromouvements à l'interface os-implant. Dans le cas des prothèses totales de hanche, un des cas de chargement plus critique est la montée d'escalier (Kassi et al., 2005), mais ce n'est pas le cas en resurfaçage : ce cas de chargement a généré des micromouvements du même ordre de grandeur que le cas de marche. D'autres cas de chargement non investigués dans la présente étude pourraient possiblement engendrer des niveaux de micromouvements supérieurs.

Les lacunes reliées aux éléments contacts sont encore une fois illustrés dans les niveaux de micromouvements aux interfaces lorsque des contacts sont utilisés : le niveau de micromouvement est nul. Quant à l'élément interface, il a produit un pattern d'ostéointégration avec des points de soudure et de faibles micromouvements. Les changements entre les distributions de déformations avant et après l'ostéointégration sont également beaucoup moins drastiques pour l'élément interface que pour les interfaces à

éléments contacts, ce qui est en accord avec les résultats numériques présentés par Dickinson, Taylor et Browne (2012), qui a mis au point un algorithme de guérison osseuse visant également à assurer une représentation plus adéquate des interfaces os-implant.

Puisque le rétrécissement du col fémoral est constaté relativement fréquemment sur des implants de resurfaçage cimentés ou non cimentés, il pourrait être intéressant d'ajouter aux modèles ÉFs un modèle de remodelage osseux externe. Actuellement, seul le remodelage osseux interne (i.e., les variations de densité osseuse) est représenté : cette méthode de modélisation permet l'évaluation de l'ostéopénie de décharge mécanique, mais pas les variations géométriques de la surface de l'os cortical. L'ajout d'un modèle de remodelage osseux externe permettrait d'évaluer numériquement le rétrécissement du col fémoral engendré par un implant métallique. Utilisé en conjonction avec le nouvel élément interface, il serait également possible d'évaluer le rétrécissement du col selon le type de fixation de l'implant (cimenté ou non cimenté) : l'utilisation de l'élément interface permettrait de déterminer le niveau d'ostéointégration à la surface des implants non cimentés, et donc de mieux représenter le transfert de charge de ces implants vers le fémur. Ce type de simulation pourrait permettre de déterminer si les différences de rétrécissement observées cliniquement entre ces deux types d'implant sont effectivement attribuables au remodelage osseux.

8.4 Limites du modèle ÉF

Certaines limites des modèles ÉFs utilisés dans le cadre de cette thèse devraient être adressées. Notamment, aucune validation mécanique n'a été effectuée sur les modèles. Si la validation mécanique du fémur spécifique au patient est difficilement réalisable pour des raisons évidentes, la tige de l'implant pourrait être fabriquée et testée expérimentalement. Des fémurs composites Sawbones pourraient également être utilisés pour la validation mécanique du modèle dans son intégralité. Numériquement, il serait également intéressant d'étendre l'étude à plusieurs fémurs, ce qui permettrait d'extrapoler les résultats à un groupe de patients : ceux-ci ne sont présentement valides que pour le seul patient analysé. Une

méthode semblable à celle utilisée par Radcliffe et al. (2007) permettrait de déterminer le nombre adéquat de fémurs spécifiques au patient à utiliser.

8.4.1 Le matériau composite biomimétique

Puisque l'hypothèse isotrope n'est pas représentative du matériau composite biomimétique lorsque moulé à 3 mm d'épaisseur, l'hypothèse utilisée dans les modèles ÉFs est inexacte. L'orientation des fibres dans le produit final (tige fémorale, plaque, tige d'alignement d'implant de resurfaçage) étant dépendante du procédé de fabrication et du type de tressage utilisé, il est recommandé de développer le processus de fabrication de tiges semblables à celles modélisées dans le cadre de la présente thèse afin d'en faire une validation mécanique expérimentale qui permettra d'en modéliser le comportement plus adéquatement.

Des données expérimentales plus exhaustives concernant les propriétés mécaniques du matériau composite seraient également souhaitables pour la mise au point d'un modèle matériau ou d'un élément utilisateur mieux adapté que les modèles matériau disponibles dans les logiciels commerciaux. La différence d'élasticité entre la compression et la tension serait notamment prise en compte par un modèle adapté au composite biomimétique, et permettrait une modélisation plus exacte de son comportement. De plus, il serait souhaitable d'identifier un critère de défaillance applicable au matériau composite, ainsi que ses limites élastiques : ces détails permettraient une meilleure analyse des contraintes dans la tige de l'implant, qui sont pour l'instant évaluées à l'aide de la contrainte de Von Mises.

8.4.2 L'élément interface

L'élément interface mis au point pour modéliser les interfaces os-ciment et os-implant comporte certaines limites. Notamment, le comportement en compression de ces interfaces n'est pas intégré à l'élément : la supposition est faite que s'il devait y avoir défaillance en compression, c'est l'os sous-jacent à l'élément qui défailirait avant l'interface elle-même (Moreo et al., 2007). Dans la mesure où l'élément interface représente la zone d'os

interdigitalisé, cette supposition pourrait s'avérer incomplète. La zone d'os interdigitalisée a un comportement compressif complexe, relié au fait qu'il s'agit d'un matériau à deux phases (ciment osseux et os trabéculaire) n'ayant pas d'adhésion chimique entre elles. Les propriétés mécaniques de ce matériau biphasique sont inférieures à celles de ses deux constituants (Race, Mann et Edidin, 2007), ce qui pourrait vouloir dire que la défaillance en compression se produirait dans la zone interdigitalisée plutôt que dans l'os trabéculaire sous-jacent. Il serait donc recommandable d'intégrer le comportement en compression à l'élément interface de manière à pouvoir simuler l'endommagement dans ce mode de chargement.

L'élément interface a été utilisé en conjonction avec un élément contact de manière à pouvoir simuler un comportement frictionnel lorsque l'élément interface ne peut supporter la charge, i.e. avant l'ostéointégration pour les interfaces os-implant et après une dégradation importante pour les interfaces os-ciment. Le passage entre le comportement purement frictionnel et l'élément interface se fait de manière abrupte à une valeur fixe du paramètre α : l'intégration de la friction à l'élément interface permettrait de faire une transition plus graduelle entre ces deux comportements. De plus, d'un point de vue purement technique, l'élimination des éléments contacts permettrait une réduction notable du temps de calcul des modèles. Il serait donc recommandable, pour ces deux raisons, d'intégrer le comportement frictionnel à l'élément interface.

8.5 Travaux futurs

Malgré les limites qu'il comporte toujours, l'élément interface mis au point dans le cadre de la présente thèse ouvre la porte à l'étude de certains phénomènes cliniques observables dans les implants de resurfaçage, notamment le pattern d'ostéointégration des composantes fémorales à fixation non cimentée. Ce type de fixation, dont la réapparition est récente en resurfaçage, montre un rétrécissement du col fémoral différent de celui observable pour les composantes fémorales cimentées. En admettant l'hypothèse que le rétrécissement du col est au moins en partie relié à la décharge mécanique, cette différence de rétrécissement pourrait signifier que le pattern d'ostéointégration sous le dôme de l'implant crée un environnement

mécanique et un transfert de charge différent dans le col fémoral pour les deux types de fixation. Comme la zone d'ostéointégration est située sous le dôme opaque aux rayons X, il n'est pas possible de l'évaluer cliniquement. Un modèle ÉF muni de l'élément interface pourrait toutefois permettre une évaluation numérique de ce pattern d'ostéointégration et possiblement apporter des réponses concernant le transfert de charge dans le col du fémur pour ce type d'implants non cimentés.

CONCLUSION

Le resurfaçage de la hanche est une opération visant à traiter l'arthrose dégénérative de la hanche. L'intérêt pour cette intervention chirurgicale n'a cessé de croître ces dernières années, surtout en raison des avantages qu'elle présente pour les jeunes patients, beaucoup plus susceptibles que leurs aînés de survivre à une première prothèse totale de hanche et de devoir subir une chirurgie de révision dont les résultats sont en général moins probants. La première génération d'implants de resurfaçage, dans les années 70, avait donné des résultats désastreux, sauf exceptions. Ces premiers implants avaient toutefois permis de démontrer certains des avantages de l'intervention. La génération actuelle d'implants de resurfaçage présente des résultats cliniques à moyen terme beaucoup plus intéressants.

La première partie de la thèse s'est concentrée sur une revue de la littérature concernant deux sujets distincts, soit l'état de l'art en resurfaçage de la hanche et les techniques de modélisation utilisées dans l'évaluation préclinique des implants orthopédiques. Les connaissances modernes ont permis d'attribuer les échecs des premiers implants principalement au phénomène d'ostéolyse consécutive à la production de débris d'usure entre les surfaces de friction du joint (métal/polyéthylène dans la plupart des cas). Une nouvelle génération d'implants avec des surfaces de friction métal/métal à faible usure a été mise au point, et les résultats cliniques à moyen terme semblent prometteurs. Les contre-indications chirurgicales demeurent toutefois assez nombreuses, et limitent le nombre de patients pouvant bénéficier de l'intervention. La fixation de la tige a notamment été suggérée pour élargir le bassin de patients potentiels en assurant une fixation plus distale de la composante fémorale.

La cimentation de la tige des composantes fémorales a été proposée dans la littérature comme méthode pour augmenter la stabilité primaire de l'implant dans les cas où des déficiences de la tête fémorale sont présentes (kystes, os nécrotique, ostéopénie, etc.) et donc éliminer certaines des contre-indications restantes. Toutefois, des études par éléments finis ont démontré que cela augmentait la décharge mécanique dans la tête et le col fémoral,

compromettant possiblement la stabilité à long terme des implants. La solution proposée dans la présente thèse consistait à remplacer la tige métallique des implants commerciaux par une tige en matériau composite biomimétique dont les propriétés mécaniques sont proches de celles de l'os cortical. Un tel matériau pourrait permettre d'avoir à la fois une tige fixée à l'os pour une stabilité accrue et un niveau de décharge mécanique suffisamment réduit pour éviter l'ostéopénie de décharger et assurer la stabilité à long terme de l'implant. Pour étayer cette hypothèse, des modèles par éléments finis ont été mis au point; le remodelage osseux consécutif à l'implantation d'une prothèse de resurfaçage en matériau biomimétique a également été simulé.

Dans un premier temps, une étude a comparé la composante fémorale biomimétique à tige non cimentée à deux composantes fémorales métalliques, l'une à tige non fixée et l'autre à tige cimentée. Cette première étude a permis de conclure que la tige biomimétique fixée créait dans le fémur proximal un état de déformation intermédiaire entre ceux générés par la tige métallique non fixée et par la tige métallique cimentée. La tige métallique non fixée était la méthode d'implantation générant le moins de décharge mécanique, mais pour les implants à tige fixée, c'est la tige biomimétique qui offrait le moins de décharge mécanique.

Dans un deuxième temps, les méthodes de modélisation des interfaces os-implant et os-ciment ont été examinées plus en détail, en raison de leur effet sur le transfert de charge vers le fémur et donc sur la décharge mécanique dans l'os fémoral proximal. Cette deuxième étude a permis de démontrer certaines lacunes des méthodes traditionnelles de modélisation, qui négligent notamment les contraintes résiduelles générées par la polymérisation du ciment osseux : l'inclusion de ces contraintes sur différents scénarios de fixation de la tige métallique d'une composante fémorale a fait augmenter les micromouvements à l'interface os-tige et modifié le niveau de décharge mécanique dans le fémur proximal.

Dans un troisième temps, un élément interface a été mis au point pour modéliser les interfaces os-ciment et os-implant et palier aux lacunes identifiées dans la deuxième étude. Cette troisième étude a permis de simuler l'ostéointégration progressive de la tige

biomimétique. Une comparaison a également été effectuée entre cette nouvelle méthode de modélisation et la méthode traditionnelle utilisant des éléments contact : cette comparaison a permis de constater que la nouvelle méthode produisait des états de contrainte intermédiaires entre ceux produits par la méthode traditionnelle, réduisant ainsi la décharge mécanique prédite pour la tige biomimétique fixée.

Finalement, les résultats des trois études nous permettent d'émettre une recommandation concernant l'optimisation géométrique de la tige biomimétique : puisque cette tige parvient, selon les résultats numériques, à réduire la décharge mécanique et à s'ostéointégrer adéquatement, il serait avantageux d'en optimiser la forme pour améliorer encore ses performances. Également, il est suggéré d'utiliser l'élément interface pour simuler des composantes fémorales non cimentées, et ainsi essayer d'expliquer les différences observées au niveau du rétrécissement du col fémoral pour ces nouveaux implants.

ANNEXE I

RÉSUMÉ DE MÉCANIQUE TENSORIELLE

A I.1 Tenseurs¹²

Le calcul tensoriel est le formalisme mathématique qui permet d'exprimer les lois de la physique sous une forme indépendante du système de référence choisi. Un tenseur est donc la représentation mathématique d'une quantité physique et peut être exprimé selon divers référentiels sans que les transformations mathématiques requises pour passer d'un référentiel à un autre n'affectent la valeur de la quantité physique. Plus formellement :

« Une équation ne peut être l'expression d'une loi physique que si elle se ramène à l'égalité de deux grandeurs qui se transforment de la même manière lors d'un changement de référentiel (Semay et Silvestre-Brac, 2007). »

Puisqu'un changement de référentiel n'est pas censé affecter la valeur de la quantité physique qu'un tenseur représente, c'est donc que ce tenseur possède des valeurs constantes : les invariants. Les invariants d'un tenseur sont indépendants de la base (et donc du référentiel) et peuvent être calculés à partir des composantes du tenseur dans une base et ce, peu importe la base. Les invariants sont liés aux grandeurs caractéristiques de la quantité physique représentée par le tenseur.

Par exemple, un tenseur représentant une ellipse aurait comme invariants les grandeurs des deux axes de cette ellipse, puisque la grandeur de ces deux quantités ne change pas, peu importe le système de coordonnées utilisé pour exprimer l'équation de l'ellipse.

¹² Informations tirées du livre de Semay et Silvestre-Brac (2007)

A I.1.1 Tenseur symétrique d'ordre 2

Les tenseurs d'ordre deux sont caractérisés par 2 indices et peuvent donc être exprimés sous forme de matrice (ils sont plus que de simples matrices, mais la notation matricielle en facilite la manipulation). Un tenseur représentant une ellipse, par exemple, peut être représenté par une matrice 2x2.

La symétrie d'un tenseur est définie comme suit :

$$t_{ij} = t_{ji}, \quad \forall i, j = 1, \dots, n. \quad (\text{A I-1})$$

Il s'agit donc du même critère que celui utilisé pour déterminer si une matrice est symétrique.

A I.2 Loi de Hooke généralisée

La loi de Hooke généralisée stipule que la contrainte dans un matériau est une combinaison linéaire des déformations de ce matériau; les coefficients C_{ij} de cette combinaison linéaires sont des fonctions des constantes d'élasticité du matériau (ex. : $C_{11} = f(E_1)$, $C_{12} = f(\nu_{12}, E_2)$, etc.). La loi de Hooke sous sa forme tensorielle est exprimée à l'équation A I-2 :

$$\begin{bmatrix} \sigma_{xx} \\ \sigma_{yy} \\ \sigma_{zz} \\ \sigma_{yz} \\ \sigma_{zx} \\ \sigma_{xy} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} C_{11} & C_{12} & C_{13} & C_{14} & C_{15} & C_{16} \\ C_{21} & C_{22} & C_{23} & C_{24} & C_{25} & C_{26} \\ C_{31} & C_{32} & C_{33} & C_{34} & C_{35} & C_{36} \\ C_{41} & C_{42} & C_{43} & C_{44} & C_{45} & C_{46} \\ C_{51} & C_{52} & C_{53} & C_{54} & C_{55} & C_{56} \\ C_{61} & C_{62} & C_{63} & C_{64} & C_{65} & C_{66} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \varepsilon_{xx} \\ \varepsilon_{yy} \\ \varepsilon_{zz} \\ \varepsilon_{yz} \\ \varepsilon_{zx} \\ \varepsilon_{xy} \end{bmatrix} \quad (\text{A I-2})$$

Dans cette équation, le tenseur d'élasticité est la matrice des C_{ij} . Le tenseur des déformations est le vecteur des ε_{ij} et le tenseur des contraintes est le vecteur des σ_{ij} .

A I.2.1 Tenseurs de contraintes, de déformations, d'élasticité; directions principales

L'état de contrainte en un point est défini par le tenseur de contraintes σ_{ij} . Les contraintes principales sont les contraintes selon les directions 1, 2 et 3 (directions primaire, secondaire et tertiaire). Ce sont les contraintes les plus élevées (σ_1) et les plus faibles (σ_3) rencontrées dans le cube élémentaire de matériau pour un état de contrainte donné. Dans les plans correspondants aux directions principales de la contrainte, le cisaillement est nul.

Le tenseur de contraintes peut être séparé en deux tenseurs : le tenseur de contrainte hydrostatique (contrainte égale dans toutes les directions, équivalent de la pression d'eau ressentie au fond d'un océan) et le tenseur de contraintes déviatoriques (celui qui représente la distorsion du matériau). Ces deux tenseurs sont présentés dans l'équation A I-3 :

$$T = T_m + T_d = \begin{bmatrix} \sigma_m & 0 & 0 \\ 0 & \sigma_m & 0 \\ 0 & 0 & \sigma_m \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \sigma_x - \sigma_m & \sigma_{xy} & \sigma_{xz} \\ \sigma_{xy} & \sigma_y - \sigma_m & \sigma_{yz} \\ \sigma_{xz} & \sigma_{yz} & \sigma_z - \sigma_m \end{bmatrix} \quad (\text{A I-3})$$

Il existe un lien direct entre ces deux tenseurs et les invariants du tenseur de contrainte. La sommation des trois contraintes normales σ_x , σ_y et σ_z est égale au premier invariant (appelé I_1). Puisqu'il s'agit d'un tenseur et donc que cet invariant ne change pas suite à une réorientation du tenseur, I_1 est également la sommation des trois contraintes principales σ_1 , σ_2 et σ_3 . La contrainte hydrostatique correspond à la moyenne de ces trois contraintes, ce qui équivaut à $I_1/3$. D'autres liens existent entre les invariants du tenseur de contraintes et ceux des deux tenseurs T_m et T_d .

A I.3 Comportement des matériaux

A I.3.1 Anisotropie

Tous les matériaux ne se comportent pas de la même manière dans toutes les directions; ce concept porte le nom d'anisotropie. Il y a divers niveaux à l'anisotropie :

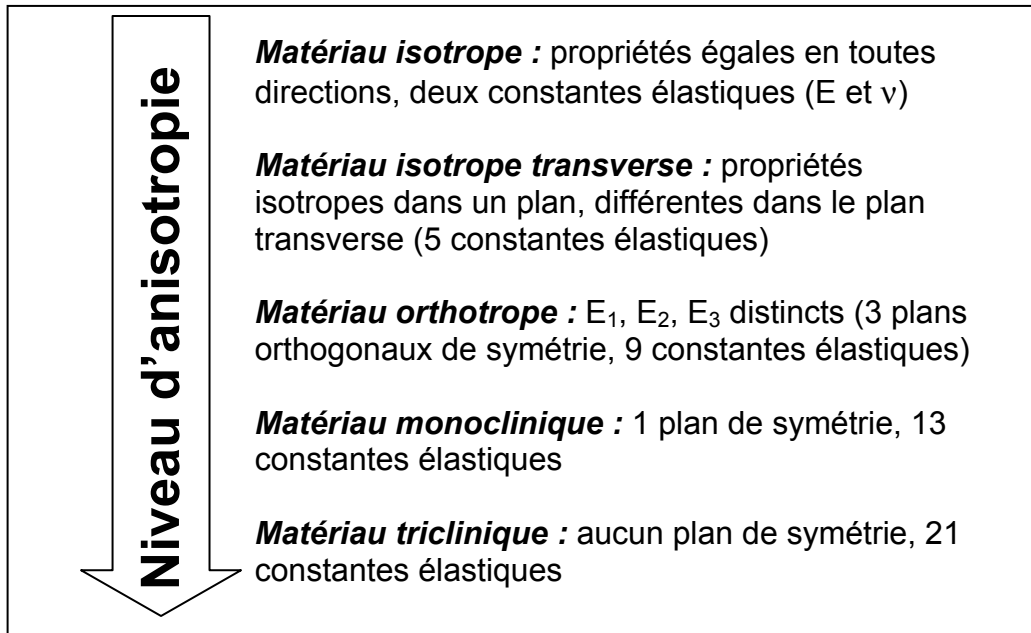


Figure-A I-1 Niveaux d'anisotropie des matériaux
(informations tirées de Boresi et Schmidt (2003))

Plus le matériau est anisotrope, plus la définition de son comportement demande de connaître un nombre élevé de constantes.

A I.3.2 Courbe de défaillance

La défaillance des matériaux constitue un domaine d'étude complexe. Voici un exemple de courbe de défaillance pour un essai de traction normalisé sur un échantillon de matériau métallique :

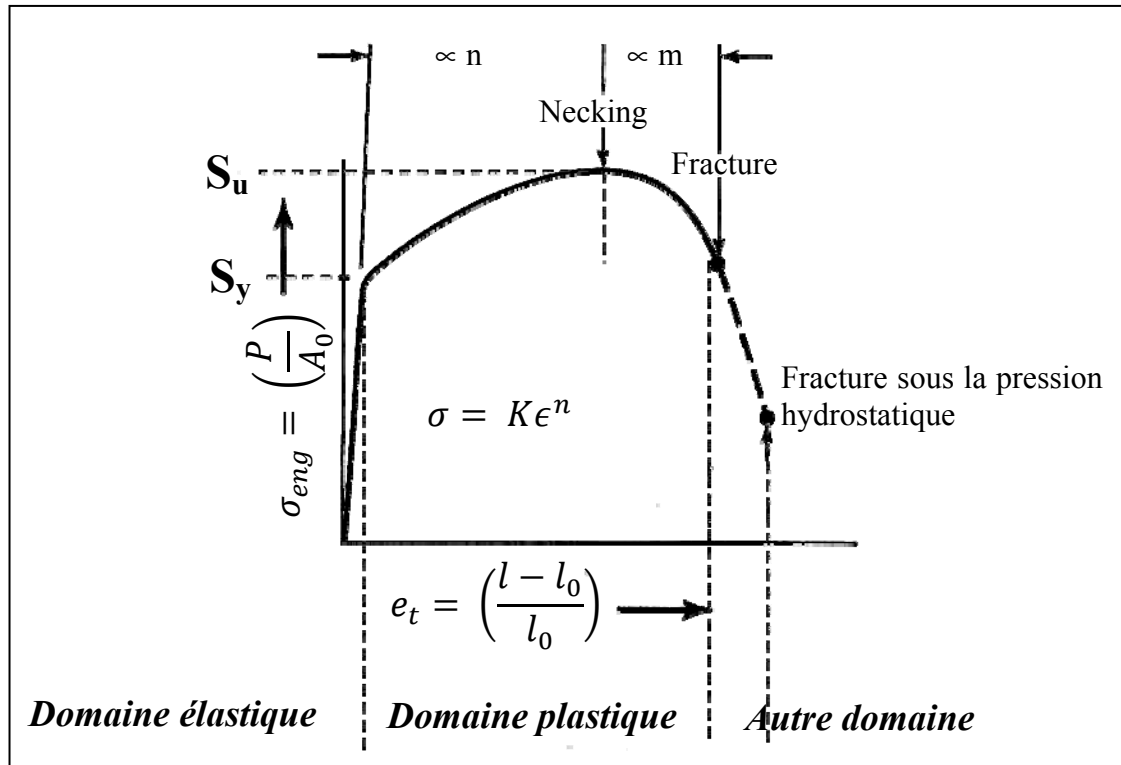


Figure-A I-2 Courbe de défaillance typique d'un matériau ductile
(adapté de Schey (2000), avec permission)

S_u est la limite ultime, ou limite à la rupture; ϵ_u est la déformation à la rupture. S_y est la limite à l'écoulement et représente le niveau de contrainte auquel s'effectue le passage du domaine élastique au domaine plastique. S_y délimite donc la partie linéaire de la courbe de comportement du matériau; au-delà de cette zone linéaire, le matériau entre dans le domaine plastique et son comportement devient non-linéaire, et beaucoup plus complexe à modéliser.

La limite élastique présentée ici a été déterminée à partir d'une courbe de traction; toutefois, la plasticité d'un matériau ne dépend pas seulement d'une contrainte uniaxiale, mais du tenseur de contraintes dans son ensemble. Donc, ce n'est pas lorsque la contrainte uniaxiale atteint et dépasse la valeur de S_y que se produit l'écoulement, mais lorsqu'une combinaison des contraintes atteint S_y ; cette combinaison de contraintes est appelée un critère de défaillance.

A I.3.3 Critères de défaillance

Les critères de défaillance sont utilisés pour déterminer l'état de contrainte correspondant à l'entrée du matériau dans le domaine plastique.

Le critère de défaillance de Von Mises est basé sur l'énergie de distorsion maximale. La contrainte de Von Mises est dérivée du critère de défaillance de Von Mises; il s'agit de la contrainte calculée à partir de la formule suivante :

$$S_y^2 = 1/2 [(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_1 - \sigma_3)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2] \quad (\text{A I-4})$$

Graphiquement, la contrainte de Von Mises pour un état plan de déformation a l'allure générale suivante (les contraintes ont été normalisées par S_y , la limite d'écoulement élastique) :

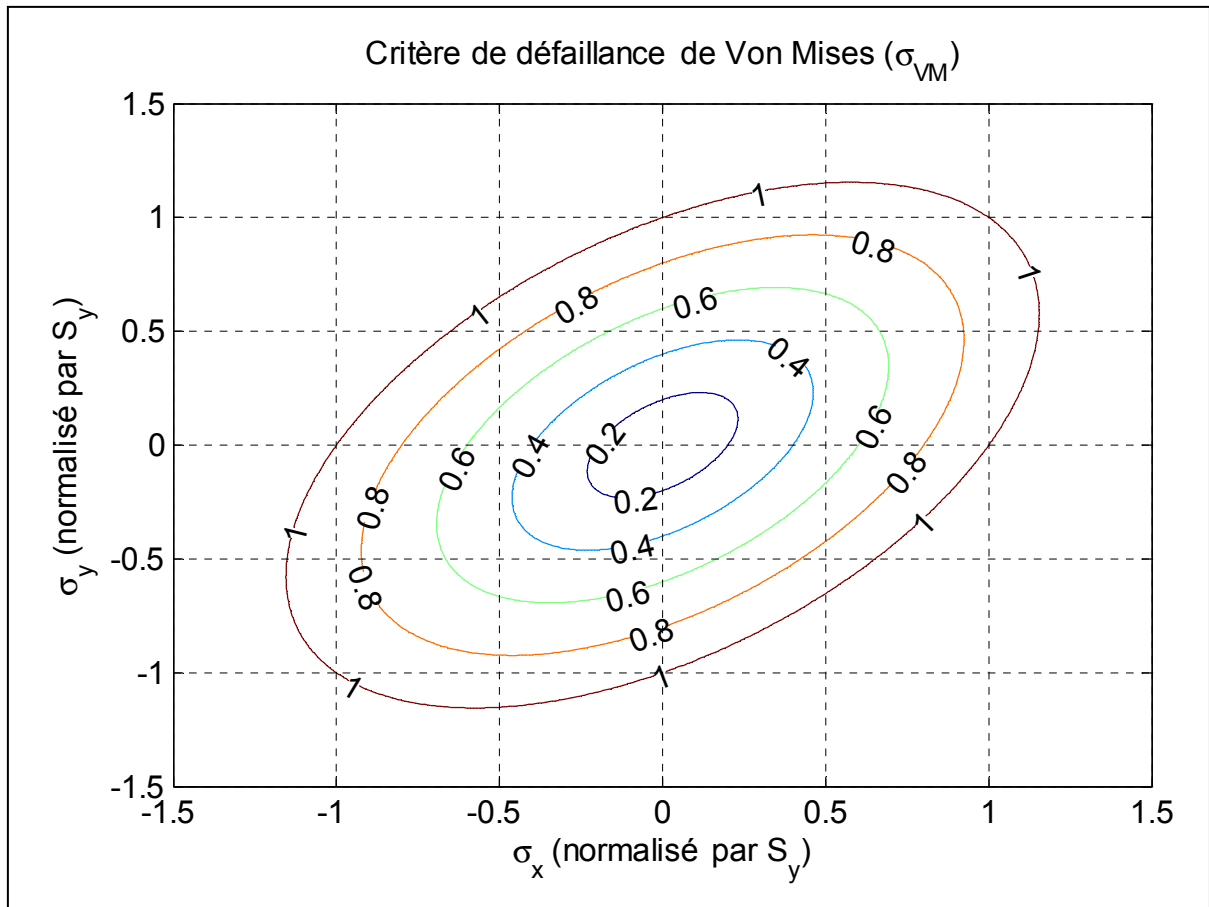


Figure-A I-3 Critère de défaillance de Von Mises

Un autre critère de défaillance fréquemment utilisé est celui du cisaillement maximal (critère de Tresca), qui se calcule à partir des contraintes principales :

$$\frac{S_y}{2} = \tau_{max} = \frac{1}{2}(\sigma_1 - \sigma_3) \quad (\text{A I-5})$$

Graphiquement, la contrainte de Tresca (cette contrainte est appelée « intensité de contrainte » dans le logiciel Ansys) pour un état plan de déformation a donc l'allure suivante (les contraintes ont été normalisées par S_y) :

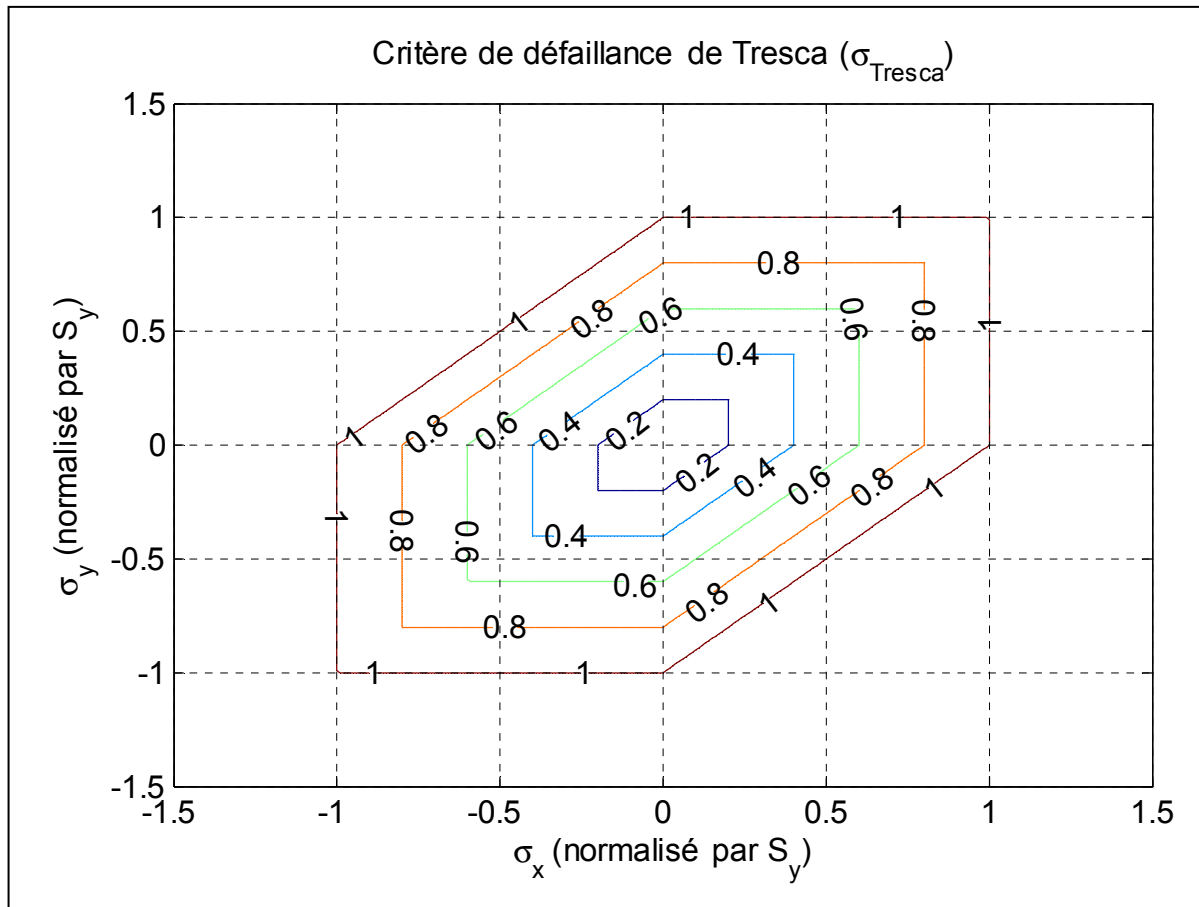


Figure-A I-4 Critère de défaillance de Tresca

Les critères de défaillance de Tresca et de Von Mises sont tous deux basés sur la distorsion du matériau (cisaillement maximal pour le premier et énergie de distorsion pour le second), ce qui implique que la pression hydrostatique ressentie par le matériau n'intervient pas dans le calcul de sa contrainte de défaillance. Ils sont principalement utilisés pour des matériaux ductiles (ex. : métaux).

Autres critères de défaillance :

- Critère de la contrainte normale maximale, ou critère de Rankine (matériaux fragiles défaillant par rupture fragile)
- Critère de fracture de Mohr-Coulomb (matériaux fragiles)

- Critère de Hill (matériaux orthotropes)

A I.4 Notions de mécanique de l'endommagement des milieux continus¹³

La mécanique de l'endommagement des milieux continus est une science complexe; ne seront présentées ici que quelques notions mentionnées dans le cadre du texte principal.

La mécanique de l'endommagement des milieux continus vise à prédire les propriétés d'un matériau lorsqu'il est endommagé. Le tenseur de dommage est utilisé (état plan de contraintes) :

$$\begin{Bmatrix} \bar{\sigma}_{11} \\ \bar{\sigma}_{22} \\ \bar{\sigma}_{12} \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} M_{11} & M_{12} & M_{13} \\ M_{21} & M_{22} & M_{23} \\ M_{31} & M_{32} & M_{33} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \sigma_{11} \\ \sigma_{22} \\ \sigma_{12} \end{Bmatrix} \quad (\text{A I-6})$$

Le vecteur des σ est le vecteur des contraintes pour le matériau sans dommages, et le vecteur des σ barre est le vecteur des contraintes effectives, les contraintes lorsque le matériau est endommagé de la manière décrite par le tenseur de dommage M .

Puisque le tenseur de dommage est représenté ici pour un état plan de contraintes, il ne comporte que 9 valeurs M_{ij} (le tenseur de dommage pour un état de contraintes en 3D en comporterait 6x6, donc 36). Les valeurs M_{ij} peuvent être calculées à partir des trois valeurs de ϕ (ϕ_1, ϕ_2, ϕ_3) qui sont les invariants du tenseur de dommage anisotrope (le dommage est qualifié d'anisotrope parce qu'il varie selon la direction). Lorsque les trois invariants du tenseur de dommage sont égaux, le dommage est de type isotrope (égal en toutes directions); la variable d est alors tout simplement utilisée, puisque le tenseur se réduit à une quantité scalaire.

¹³ Informations tirées de Voyiadjis et Kattan (2005)

ANNEXE II

MÉTHODOLOGIE DE COLLAGE DU COMPOSITE ET RÉSULTATS DE L'ESSAI DE TRACTION HORS PLAN

A II.1 Méthodologie de collage du composite

Première étape : Préparation de la colle

La colle FM1000 se présente sous forme de film à base de polyamide époxy et est très sensible à l'humidité c'est pourquoi les films sont d'abord séchés pendant 3 heures à 90°C dans un four.

Seconde étape : préparation de la surface du composite

- Dégraisser le composite à l'acétone, puis à l'air comprimé
- Polir les surfaces du composite sur le papier sablé GRIT 50 afin de créer des aspérités en surface pendant 5 à 10 secondes
- Nettoyer la surface à l'air comprimé

Troisième étape : Préparation de la surface des pions métalliques

- Dégraisser la surface des pions à l'aide d'acétone
- Ces surfaces sont ensuite grenaillées dans les conditions suivantes
 - Alumine 24 grit neuf
 - Pression = 40 psi
 - Angle d'attaque 30° par rapport à la verticale
- Pour finir la surface est nettoyée à l'aide d'un jet d'air comprimé
- Dégraisser la surface des pions à l'aide d'acétone

Quatrième étape : le collage

Les pions métalliques et le composite dont les surfaces ont été préalablement préparées ainsi que la colle sont disposés dans un support métallique qui permet d'appliquer une pression sur l'ensemble à coller.

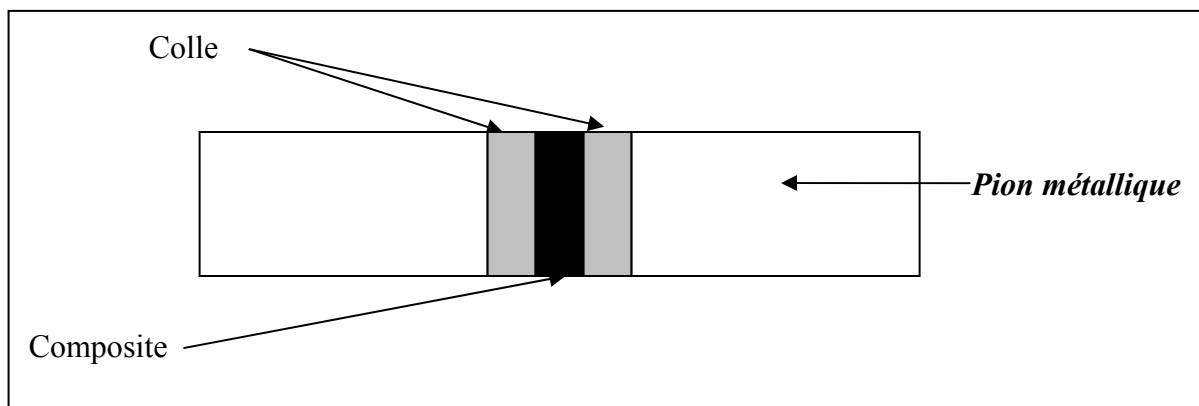


Figure-A II-1 Schéma du montage des échantillons dans les pions métalliques

Cinquième étape : Le traitement thermique

Le support métallique contenant l'échantillon est ensuite placé dans le four, pendant 3 heures à 163°C afin de permettre la réticulation de la colle.

Tiré de Gritti, Priscilla. Rapport interne CNRC, 2004.

A II.2 Résultats de l'essai de traction

Les courbes de résultats obtenues pour l'essai de traction sur échantillons cylindriques sont présentées à la figure A II-2.

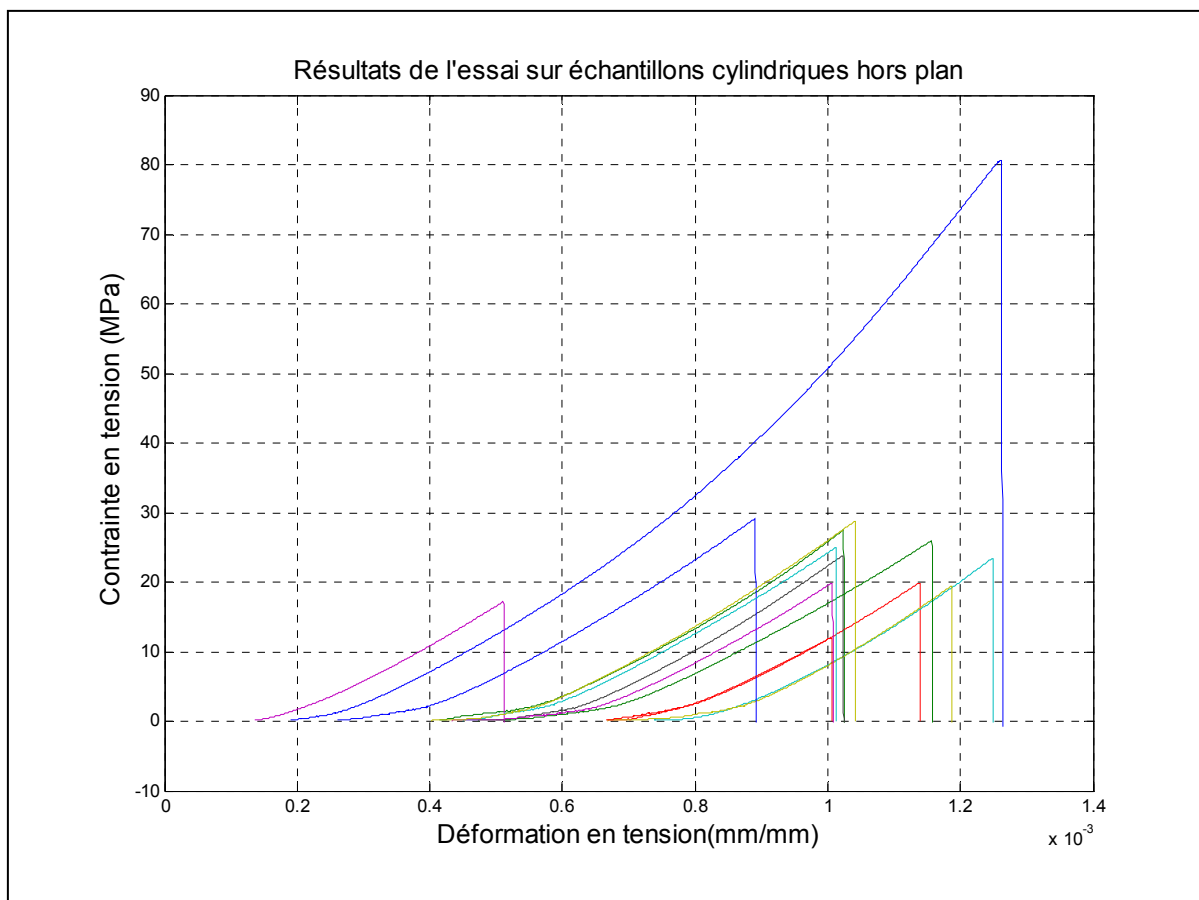


Figure-A II-2 Courbes de résultats de l'essai de traction sur échantillons circulaires pour l'obtention du module d'élasticité hors plan

ANNEXE III

VARIABLES ET ÉQUATIONS DU MODÈLE DE REMODELAGE OSSEUX DE DOBLARÉ

A III.1 Description des variables utilisées

Tableau-A III-1 Variables des équations du modèle de remodelage osseux
avec leur description

\hat{H}, H	tenseur tissu, tenseur de remodelage
Y	stimulus de remodelage
ω	paramètre servant à régler le degré d'anisotropie du modèle
J	stimulus de remodelage pondéré selon le degré d'anisotropie du modèle
ψ_t^*	stimulus de référence
w	demi-largeur de la zone latente
g^r, g^f	critère de résorption / formation osseuse
p, m	nombre de cycles du stress quotidien, exposant du stress quotidien
Δt	période de temps sur laquelle s'applique le stimulus
c_r, c_f	vitesse de résorption / formation osseuse
S_v	surface spécifique
k	ratio entre la surface disponible pour le remodelage et la surface spécifique
ρ	densité
$\hat{\rho}$	densité maximale (densité théorique de l'os cortical parfaitement dense)
\hat{E}	module d'Young maximal (module théorique de l'os cortical parfaitement dense)
$\hat{\nu}$	coefficient de Poisson maximal (coefficient théorique de l'os parfaitement dense)
\hat{G}	module de cisaillement maximal (module théorique de l'os cortical parfaitement dense)
$\hat{\lambda}$	coefficient de Lamé maximal (coefficient théorique de l'os parfaitement dense)
A, B, β	paramètres de la relation $E-\rho$

A III.2 Équations du modèle de remodelage osseux

Les principales équations qui ont été utilisées pour la programmation du modèle de remodelage osseux sont données ici dans l'ordre dans lequel elles sont utilisées.

A III.2.1 Calcul du tenseur de remodelage

Le tenseur de remodelage sert à décrire les propriétés mécaniques du tissu osseux. Le tenseur tissu est nécessaire pour définir l'orientation des propriétés, et la densité ainsi que le module d'Young servent à la quantification des propriétés. Le module d'Young est obtenu à partir de la densité selon des relations ayant la forme suivante :

$$E = B(\rho)\rho^{\beta(\rho)} \quad (\text{A III-1})$$

où B et ρ sont des paramètres spécifiques à la relation choisie. Deux relations sont utilisées : une pour l'os cortical et une pour l'os spongieux. Les paramètres B et ρ ont donc deux valeurs possibles chacun. Le facteur de correction A est ensuite calculé à partir des valeurs de B et ρ pour un tissu osseux théorique parfaitement compact ($\hat{\rho}$ est la densité de cet os théorique) :

$$A(\rho) = \frac{B(\rho)}{B(\hat{\rho})} \hat{\rho}^{\beta(\rho) - \beta(\hat{\rho})} \quad (\text{A III-2})$$

Le tenseur de remodelage peut ensuite être calculé :

$$H^2 = \left(\frac{\rho}{\hat{\rho}} \right)^{\beta/2} \sqrt{A} \hat{H} \quad (\text{A III-3})$$

où \hat{H} est le tenseur tissu. L'équation A III-3 est équivalente à l'équation A III-4 :

$$H^2 = \left(\frac{B\rho^\beta}{E_{max}} \right)^{1/2} \hat{H} \quad (\text{A III-4})$$

où E_{\max} est le module d'Young de l'os théorique parfaitement compact.

A III.2.2 Calcul du stimulus de remodelage osseux

Une fois le tenseur de remodelage connu, le stimulus (Y) peut être obtenu en dérivant la fonction d'énergie libre par le tenseur de remodelage :

$$Y = \frac{\partial \psi(\varepsilon, H)}{\partial H} \quad (\text{A III-5})$$

où ε est le tenseur de déformation. L'équation A III-5, une fois développée, s'écrit comme suit :

$$Y = 2[2\hat{G}\text{sym}[(H\varepsilon H)(H\varepsilon)] + \hat{\lambda}\text{tr}(H^2\varepsilon)\text{sym}[H\varepsilon]] \quad (\text{A III-6})$$

où \hat{G} et $\hat{\lambda}$ sont le module de cisaillement et le coefficient de Lamé de l'os théorique parfaitement compact.

Ce stimulus osseux est ensuite pondéré par un facteur d'anisotropie (ω), dont la valeur peut varier entre 0 et 1 :

$$J = (1 - 2\omega)\text{tr}(Y)\frac{1}{3}I + \omega Y \quad (\text{A III-7})$$

A III.2.3 Calcul de l'apposition / la résorption osseuse

Une fois le stimulus de remodelage connu, il est comparé à un stimulus de référence au niveau tissulaire, ce qui permet de calculer les critères de résorption et d'apposition osseuse :

$$g^r = \frac{\sqrt{2(1-\omega)}}{n^{1/m}\sqrt{B}\hat{\rho}^{2-\beta/8}A^{1/8}27^{1/4}}(J^{-1}:J^{-1})^{1/4} - \frac{1}{(\psi_t^* - w)\rho^{(16-5\beta)/8}} < 0 \quad (\text{A III-8})$$

$$g^f = n^{1/m}\sqrt{B}\hat{\rho}^{2-\beta/8}A^{1/8} \frac{3^{1/4}}{\sqrt{2(1-\omega)}}(J:J)^{1/4} - (\psi_t^* - w)\rho^{(16-5\beta)/8} < 0 \quad (\text{A III-9})$$

où ψ_t^* est le stimulus de référence au niveau tissulaire et w est la largeur de la zone latente. Les variables n et m servent à transformer le cas de chargements en un stimulus au niveau tissulaire : n est le nombre de cycles du chargement utilisé pour le calcul du stimulus, m est un exposant de ce chargement. La pondération du nombre de cycles pour chaque cas de chargement utilisé permet de régler l'influence relative de ces cas de chargement sur le remodelage osseux.

Une fois les critères de résorption et d'apposition calculés, il devient possible de savoir s'il y a apposition ou résorption. La dérivée temporelle du tenseur de remodelage peut donc être calculée selon le cas :

Résorption :

$$\dot{H} = \frac{3\beta k \dot{r} S_v}{4tr(H^{-2}J^{-3}H\hat{\omega})\rho} \hat{\rho} J^{-3} \hat{\omega} \quad ; \quad \dot{r} = -c_r \frac{g^r}{\rho^{2-\beta/2}} \quad (\text{A III-10})$$

Apposition :

$$\dot{H} = \frac{3\beta k \dot{r} S_v}{4tr(H^{-2}JH\hat{\omega})\rho} \hat{\rho} J \hat{\omega} \quad ; \quad \dot{r} = c_f \frac{g^f}{\rho^{2-\beta/2}} \quad (\text{A III-11})$$

A III.2.4 Mise à jour des propriétés mécaniques

Une fois la dérivée temporelle du tenseur de remodelage connu, celui-ci peut être mis à jour :

$$H_{n+1} = H + \Delta t \cdot \dot{H} \quad (\text{A III-12})$$

La densité et le tenseur tissu sont mis à jour à partir du tenseur de remodelage :

$$\rho_{n+1} = \left(\frac{\det(H_{n+1}^2)}{A^{3/2}} \right)^{\frac{2}{3\beta}} \hat{\rho} \quad (\text{A III-13})$$

$$\hat{H}_{n+1} = \left(\frac{\hat{\rho}}{\rho} \right)^{\beta/2} \frac{1}{\sqrt{A}} H_{n+1}^2 \quad (\text{A III-14})$$

Finalement, les propriétés mécaniques sont également mises à jour :

$$\frac{1}{E_1} = \frac{1}{\hat{E}} \cdot \frac{1}{H_I^4} \quad ; \quad \frac{v_{12}}{E_2} = \frac{\hat{v}}{\hat{E}} \cdot \frac{1}{H_I^2 H_{II}^2} \quad ; \quad \frac{1}{G_{12}} = \frac{2(1 + \hat{v})}{\hat{E}} \cdot \frac{1}{H_I^2 H_{II}^2} \quad (\text{A III-15})$$

Une fois les propriétés mises à jour, il suffit de calculer le critère de convergence (la variation de densité est habituellement utilisée) : si la convergence est atteinte, alors il n'y a plus de remodelage. Sinon, il suffit de résoudre une nouvelle fois la base de données et de réappliquer toutes les formules ci-dessus jusqu'à atteinte de la convergence.

ANNEXE IV

CALCUL DES PARAMÈTRES DE LA COURBE CONSTITUTIVE DU MODÈLE DE DÉCOHÉSION

Le modèle étant séparé en deux zones distinctes (soit la zone linéaire de déformation élastique et la zone exponentielle d'endommagement, voir figure-A IV-1), ces deux zones seront abordées tour à tour.

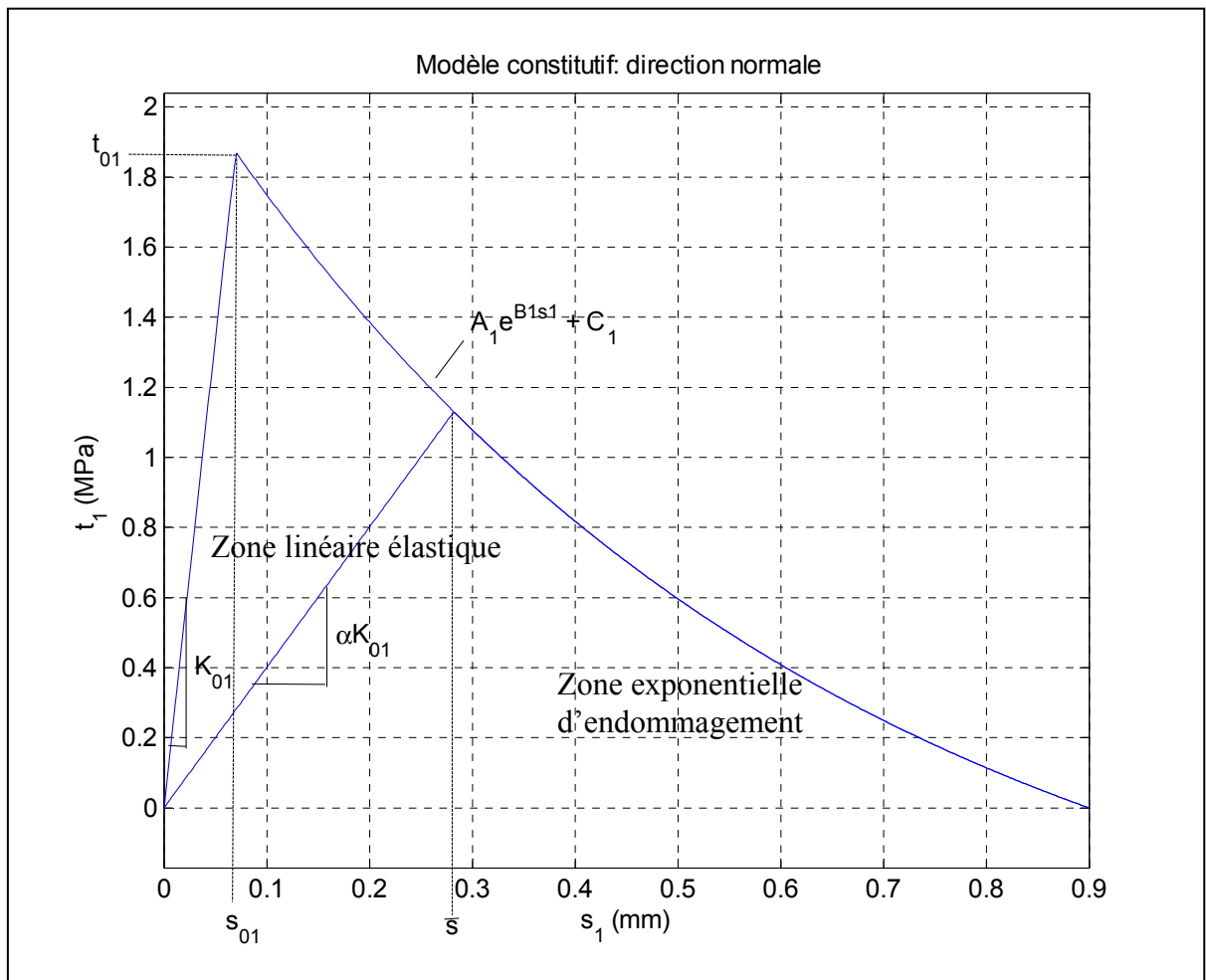


Figure-A IV-1 Courbe constitutive du modèle de décohésion, direction normale

A IV.1 Zone linéaire du modèle de décohesion

Trois paramètres sont nécessaires pour caractériser la zone linéaire du modèle de décohesion : t_0 , s_0 et K_0 . Comme ces paramètres ne sont pas indépendants, il est en fait nécessaire d'en connaître deux, le troisième pouvant être calculé à partir des deux premiers. Le critère elliptique sur la contrainte de Mann (Mann et al., 1991; Mann et al., 2001) permettra de connaître t_0 ; une hypothèse sera émise pour obtenir K_0 , et s_0 sera ensuite calculé.

A IV.1.1 Calcul de t_0

Un critère elliptique est appliqué sur les contraintes (selon les données expérimentales d'une étude de Mann et al. (2001)) :

$$\left(\frac{t_1}{t_{01}}\right)^2 + \left(\frac{t_2}{t_{02}}\right)^2 = 1 \quad (\text{A IV.1})$$

Une transformation en coordonnées polaires est ensuite appliquée :

$$\begin{aligned} t_1 &= t_0 \cos \theta \\ t_2 &= t_0 \sin \theta \end{aligned} \quad (\text{A IV.2})$$

Ce qui donne :

$$t_0^2 (t_{02}^2 \cos^2 \theta + t_{01}^2 \sin^2 \theta) = t_{01}^2 \cdot t_{02}^2 \quad (\text{A IV.3})$$

$$t_0 = \frac{t_{01} \cdot t_{02}}{(t_{02}^2 \cos^2 \theta + t_{01}^2 \sin^2 \theta)^{1/2}} \quad (\text{A IV.4})$$

Toujours en coordonnées polaires :

$$s_0 = (s_1^2 + s_2^2)^{1/2} \quad (\text{A IV.5})$$

$$\theta = \text{atan} \frac{s_2}{s_1} \quad (\text{A IV.6})$$

$$K_0 = (K_1^2 + K_2^2)^{1/2} \quad (\text{A IV.7})$$

$$\theta = \text{atan} \frac{K_2}{K_1} \quad (\text{A IV.8})$$

A IV.1.2 Calcul de K_0

L'hypothèse est émise que la variation de K_0 en fonction de θ est linéaire entre K_{01} et K_{02} .

$$K_0 = m\theta + b \quad (\text{A IV.9})$$

$$b = K_{01} \quad (\text{A IV.10})$$

$$m = \frac{2(K_{02} - K_{01})}{\pi} \quad (\text{A IV.11})$$

$$K_0 = \frac{2(K_{02} - K_{01})}{\pi} \cdot \theta + K_{01} \quad (\text{A IV.12})$$

A IV.1.3 Calcul de s_0

On sait que :

$$s_0 = \frac{t_0}{K_0} \quad (\text{A IV.13})$$

ce qui donne :

$$s_0 = \frac{t_{01} \cdot t_{02} \cdot (t_{02}^2 \cos^2 \theta + t_{01}^2 \sin^2 \theta)^{-1/2}}{2/\pi \cdot (K_{02} - K_{01}) \cdot \theta + K_{01}} \quad (\text{A IV.14})$$

Les formules nécessaires pour déterminer les trois paramètres caractérisant la zone linéaire du modèle de décohésion ont donc été obtenues, et ce en fonction de θ , l'angle de chargement. L'hypothèse menant à ces formules est celle de la relation linéaire de K en fonction de θ .

A IV.2 Zone exponentielle du modèle de décohésion

Pour caractériser la zone exponentielle du modèle de décohésion, il est nécessaire de connaître les paramètres de la zone linéaire ainsi que l'élongation (s_c) et l'énergie (G_c) à la rupture. Les paramètres de la zone linéaire ont été calculés à la section précédente, mais l'élongation et l'énergie à la rupture ne sont pas connues. Un critère général sera donc supposé pour ces deux paramètres.

A IV.2.1 Calcul de G_c

Un critère général de rupture est appliqué sur l'énergie :

$$\left(\frac{Y_1}{G_{c1}}\right)^\beta + \left(\frac{Y_2}{G_{c2}}\right)^\beta = 1 \quad (\text{A IV.15})$$

L'équation est ensuite transformée en coordonnées polaires :

$$G_c = \frac{G_{c1} \cdot G_{c2}}{\left(G_{c2}^\beta \cos^\beta \theta + G_{c1}^\beta \sin^\beta \theta\right)^{1/\beta}} \quad (\text{A IV.16})$$

A IV.2.2 Calcul de s_c

Un critère général de rupture est appliqué sur l'élongation :

$$\left(\frac{s_1}{s_{c1}}\right)^\beta + \left(\frac{s_2}{s_{c2}}\right)^\beta = 1 \quad (\text{A IV.17})$$

L'équation est ensuite transformée en coordonnées polaires :

$$s_c = \frac{s_{c1} \cdot s_{c2}}{\left(s_{c2}^\beta \cos^\beta \theta + s_{c1}^\beta \sin^\beta \theta\right)^{1/\beta}} \quad (\text{A IV.18})$$

Les équations de G_c et s_c permettent donc de connaître l'élongation et l'énergie à la rupture en fonction de l'angle de chargement θ . Pour caractériser complètement le modèle de décohésion, il reste à calculer les constantes A, B et C en fonction de θ .

A IV.2.3 Calcul de A, B et C

B est la première des trois constantes à être calculée, et ce à partir de l'expression de l'énergie à la rupture :

$$G_c = G_0 + \int_{s_0}^{s_c} (Ae^{Bs} + C)ds \quad (\text{A IV.19})$$

L'intégrale de l'équation est d'abord calculée :

$$G_c - G_0 = \frac{A}{B} (e^{Bs_c} - e^{Bs_0}) + C(s_c - s_0) \quad (\text{A IV.20})$$

La constante A est substituée par l'expression suivante, tirée du point commun entre la courbe élastique et la courbe exponentielle :

$$A = \frac{t_0}{e^{Bs_0} - e^{Bs_c}} \quad (\text{A IV.21})$$

ce qui donne :

$$G_c - G_0 = \frac{1}{B} \left[\frac{t_0}{e^{Bs_0} - e^{Bs_c}} (e^{Bs_c} - e^{Bs_0}) \right] + C(s_c - s_0) \quad (\text{A IV.22})$$

$$G_c - G_0 = \frac{t_0}{B} \left[\frac{-1}{e^{Bs_c} - e^{Bs_0}} (e^{Bs_c} - e^{Bs_0}) \right] + C(s_c - s_0) \quad (\text{A IV.23})$$

$$G_c - G_0 = -\frac{t_0}{B} + C(s_c - s_0) \quad (\text{A IV.24})$$

La constante C est substituée par l'expression suivante, tirée du point commun entre la courbe élastique et la courbe exponentielle :

$$C = t_0 - Ae^{Bs_0} \quad (\text{A IV.25})$$

$$C = t_0 - \frac{t_0}{e^{Bs_0} - e^{Bs_c}} \quad (\text{A IV.26})$$

ce qui donne :

$$G_c - G_0 = -\frac{t_0}{B} + t_0 \left[1 - \frac{1}{1 - e^{B(s_c - s_0)}} \right] (s_c - s_0) \quad (\text{A IV.27})$$

$$\frac{G_c}{t_0} - \frac{G_0}{t_0} = -\frac{1}{B} + \left[1 - \frac{1}{1 - e^{B(s_c - s_0)}} \right] (s_c - s_0) \quad (\text{A IV.28})$$

L'énergie G_0 est l'énergie à la défaillance, et donc la surface sous la courbe de la portion linéaire de la courbe de décohésion :

$$G_0 = \frac{1}{2} K_0 s_0^2 = \frac{1}{2} t_0 s_0 \quad (\text{A IV.29})$$

Une fois remplacé dans l'équation, cela donne :

$$\frac{G_c}{t_0} - \frac{\frac{1}{2}t_0s_0}{t_0} = -\frac{1}{B} + \left[1 - \frac{1}{1 - e^{B(s_c - s_0)}}\right](s_c - s_0) \quad (\text{A IV.30})$$

Après simplifications et avec tous les termes ramenés du même côté, la fonction pour calculer B est la suivante :

$$\frac{s_0}{2} - \frac{G_c}{t_0} - \frac{1}{B} + \left[1 - \frac{1}{1 - e^{B(s_c - s_0)}}\right](s_c - s_0) = 0 \quad (\text{A IV.31})$$

Cette fonction est une fonction implicite de B, ce qui implique qu'elle devra être résolue itérativement pour obtenir B.

Ceci conclut la section sur le calcul des paramètres de la courbe de décohesion, qui sont maintenant tous connus en fonction de l'angle de chargement θ .

A IV.2.4 Endommagement partiel : variable α

Pour un endommagement partiel de l'interface, la rigidité de la zone linéaire du modèle de décohesion sera amoindrie; c'est ce que représente normalement la variable d dans les théories d'endommagement des milieux continus. Dans le cas présent, la variable utilisée sera plutôt α , qui représente l'ostéointégration. α varie de 0 (aucune ostéointégration) à 1 (ostéointégration complète). L'expression de la rigidité dans la zone linéaire est donc la suivante :

$$K = \alpha K_0 \quad (\text{A IV.32})$$

La variable K_0 peut être remplacée par son expression à partir de la courbe exponentielle, soit la formule suivante :

$$K_0 = \frac{Ae^{Bs_0} + C}{s_0} \quad (\text{A IV.33})$$

ce qui donne :

$$\alpha = K \cdot \frac{s_0}{Ae^{Bs_0} + C} \quad (\text{A IV.34})$$

Introduisons la variable γ , qui est une normalisation de la variable s :

$$\gamma = \frac{s}{s_0} - 1 \quad (\text{A IV.35})$$

Les variables \bar{s} et $\bar{\gamma}$ sont maintenant introduites dans les équations : ces deux variables sont la valeur maximale que peuvent prendre s et γ sans qu'il n'y ait d'endommagement. Lorsque $\alpha = 1$, $\bar{s} = s_0$ et $\bar{\gamma} = 0$. Lorsque α est entre 0 et 1, les coordonnées du point supérieur de la courbe sont $(\bar{s}, Ae^{B\bar{s}} + C)$. La variable K peut donc être exprimée comme suit :

$$K = \frac{Ae^{B\bar{s}} + C}{\bar{s}} \quad (\text{A IV.36})$$

Une fois cette équation insérée dans l'équation A IV.34, on obtient :

$$\alpha = \frac{Ae^{B\bar{s}} + C}{\bar{s}} \cdot \frac{s_0}{Ae^{Bs_0} + C} \quad (\text{A IV.37})$$

\bar{s} est ensuite remplacé par $\bar{s} = (\bar{\gamma} + 1) s_0$:

$$\begin{aligned} \alpha &= \frac{Ae^{B(\bar{\gamma}+1)s_0} + C}{(\bar{\gamma} + 1) s_0} \cdot \frac{s_0}{Ae^{Bs_0} + C} \\ &= \frac{Ae^{B(\bar{\gamma}+1)s_0} + C}{(\bar{\gamma} + 1)} \cdot \frac{1}{Ae^{Bs_0} + C} \end{aligned} \quad (\text{A IV.38})$$

$$= \frac{Ae^{B(\bar{\gamma}+1)s_0} + C}{(\bar{\gamma} + 1)(Ae^{Bs_0} + C)}$$

$$\alpha = \frac{1}{\bar{\gamma} + 1} \left[\frac{Ae^{B\bar{\gamma}s_0}e^{Bs_0}}{Ae^{Bs_0} + C} + \frac{C}{Ae^{Bs_0} + C} \right] = \frac{1}{\bar{\gamma} + 1} \left[\frac{Ae^{Bs_0}e^{B\bar{\gamma}s_0}}{t_0} + \frac{C}{t_0} \right] \quad (\text{A IV.39})$$

$$\alpha = \frac{1}{\bar{\gamma} + 1} \left[\frac{(t_0 - C)e^{B\bar{\gamma}s_0}}{t_0} + \frac{C}{t_0} \right] = \frac{1}{\bar{\gamma} + 1} \left[\left(1 - \frac{C}{t_0}\right) e^{B\bar{\gamma}s_0} + \frac{C}{t_0} \right] \quad (\text{A IV.40})$$

$$\alpha = \frac{1}{\bar{\gamma} + 1} \left[\left(1 - \frac{C}{t_0}\right) e^{B\bar{\gamma}s_0} + \frac{C}{t_0} - 1 + 1 \right] \quad (\text{A IV.41})$$

$$\alpha = \frac{1}{\bar{\gamma} + 1} \left[\left(1 - \frac{C}{t_0}\right) e^{B\bar{\gamma}s_0} - \left(1 - \frac{C}{t_0}\right) + 1 \right] \quad (\text{A IV.42})$$

$$\alpha = \frac{1}{\bar{\gamma} + 1} \left[-\left(1 - \frac{C}{t_0}\right) (1 - e^{B\bar{\gamma}s_0}) + 1 \right] \quad (\text{A IV.43})$$

$$\alpha = \frac{1}{\bar{\gamma} + 1} - \frac{1 - e^{B\bar{\gamma}s_0}}{\bar{\gamma} + 1} \left(1 - \frac{C}{t_0}\right) \quad (\text{A IV.44})$$

Cette formule permet donc d'obtenir directement α en fonction de \bar{s} ou inversement.

A IV.2.4.1 Critère d'endommagement

Le critère d'endommagement est une variable normalisée de l'énergie, soit $\omega_c = \frac{Y}{G_c}$.

Pour la zone linéaire du modèle de décohesion, $\alpha = 1$ et $\omega_c = \frac{G_0}{G_c}$.

Pour la zone au-delà de la rupture, $\alpha = 0$ et $\omega_c = \overline{\omega_c} = \frac{Y}{G_c}$.

Pour la zone exponentielle du modèle de décohesion, α est entre 0 et 1, et $\omega_c = \frac{Y_\alpha}{G_c}$. Il faut donc obtenir Y_α .

On sait que :

$$\frac{Y_\alpha}{G_0} = \frac{1/2 K_0 \bar{s}^2}{1/2 K_0 s_0^2} = \left(\frac{\bar{s}}{s_0} \right)^2 \quad (\text{A IV.45})$$

$$\sqrt{\frac{Y_\alpha}{G_0}} = \frac{\bar{s}}{s_0} \quad (\text{A IV.46})$$

En introduisant $\bar{\gamma}$ dans l'équation A IV.46 :

$$\sqrt{\frac{Y_\alpha}{G_0}} - 1 = \frac{\bar{s}}{s_0} - 1 = \bar{\gamma} \quad (\text{A IV.47})$$

$$\bar{\gamma} = \sqrt{\frac{Y_\alpha}{G_0} \cdot \frac{G_c}{G_c}} - 1 = \omega_c^{1/2} \sqrt{\frac{G_c}{G_0}} - 1 \quad (\text{A IV.48})$$

$\bar{\gamma}$ est maintenant remplacé par sa valeur dans la formule de α :

$$\alpha = \frac{\frac{C}{t_0} + \left(1 - \frac{C}{t_0}\right) e^{B \bar{\gamma} s_0}}{\bar{\gamma} + 1} = \frac{\frac{C}{t_0} + \left(1 - \frac{C}{t_0}\right) e^{B s_0 \left(\omega_c^{1/2} \sqrt{\frac{G_c}{G_0}} - 1\right)}}{\omega_c^{1/2} \sqrt{\frac{G_c}{G_0}}} \quad (\text{A IV.49})$$

Cette fonction est une fonction implicite de ω_c , et devra donc être résolue par une méthode itérative.

$$l(\omega_c) = \alpha - \frac{\frac{C}{t_0} + \left(1 - \frac{C}{t_0}\right) e^{B s_0 \left(\omega_c^{1/2} \sqrt{\frac{G_c}{G_0}} - 1\right)}}{\omega_c^{1/2} \sqrt{\frac{G_c}{G_0}}} = 0 \quad (\text{A IV.50})$$

Une fois ω_c connu, il suffit d'établir le critère d'endommagement tel que suit :

$$g^{\text{dam}} = \frac{Y_{\theta}}{G_c} - \omega_c < 0 \quad (\text{A IV.51})$$

A IV.2.4.2 Critère d'ostéointégration

Il reste à ajouter au modèle un critère d'ostéointégration. Celui-ci est relativement simple, puisqu'il s'applique nécessairement dans la zone linéaire élastique du modèle. Il suffit donc d'établir le niveau d'énergie maximal pour lequel l'ostéointégration est possible. Ce niveau d'énergie peut être exprimé par la formule suivante :

$$Y_{ost} = 1/2 K_0 s_{ost}^2 \quad (\text{A IV.52})$$

La variable s_{ost} est le déplacement permissible pour qu'il y ait ostéointégration. C'est donc en fait le niveau de micromouvements permissible.

Le critère d'ostéointégration peut donc s'écrire comme suit :

$$g^{ost} = Y_{ost} - Y_{\theta} < 0 \quad (\text{A IV.53})$$

ANNEXE V

FONCTIONS DE FORME ET MATRICE DE RIGIDITÉ D'UN ÉLÉMENT INTERFACE

L'élément interface considéré ici est un élément tridimensionnel plan d'épaisseur zéro, dont une version quadrilatérale linéaire est illustrée à la figure-A V-1.

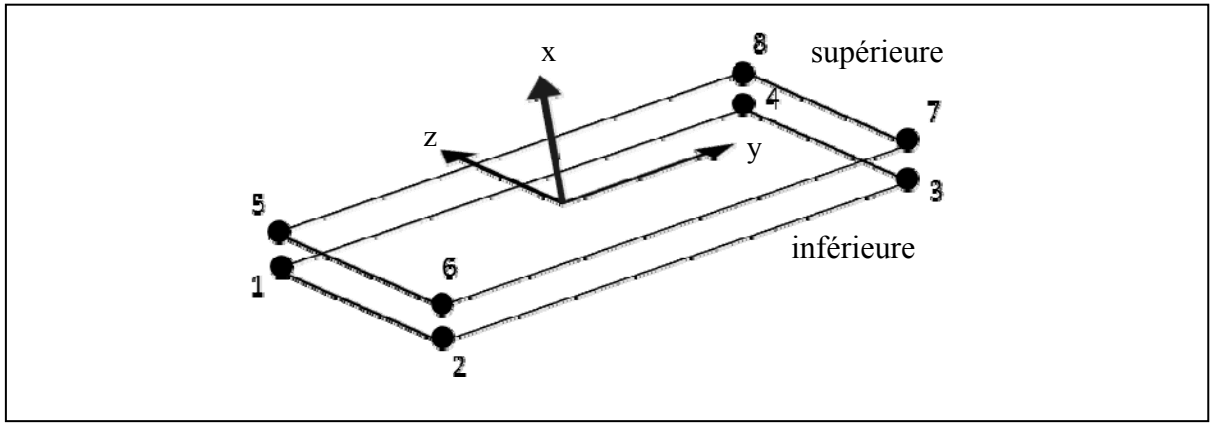


Figure-A V-1 Élément interface quadrilatéral linéaire

Le vecteur des déplacements nodaux à chacun des huit sommets (en coordonnées locales x, y, z telles qu'illustrées à la figure-A V-1) est ensuite séparé en deux surfaces, supérieure et inférieure :

$$p_{local}^T = \{u_{l1} \quad v_{l1} \quad w_{l1} \dots u_{l8} \quad v_{l8} \quad w_{l8}\} \quad (A \ V.1)$$

$$p_{local \ inférieure}^T = \{u_{l1} \quad v_{l1} \quad w_{l1} \dots u_{l4} \quad v_{l4} \quad w_{l4}\} \quad (A \ V.2)$$

$$p_{local \ supérieure}^T = \{u_{l5} \quad v_{l5} \quad w_{l5} \dots u_{l8} \quad v_{l8} \quad w_{l8}\} \quad (A \ V.3)$$

Les huit nœuds de l'élément sont communs aux nœuds des éléments solides sous-jacents à l'élément interface, ie des nœuds des deux maillages solides joints par l'élément interface. Le choix des fonctions de forme de l'élément interface est donc tributaire du choix d'élément solide. Dans le cas présent, un maillage linéaire a été supposé et les fonctions de forme présentées sont celles d'une coque Q4 :

$$\begin{aligned} N_1 &= \frac{1}{4}(1-s)(1-t) & N_2 &= \frac{1}{4}(1+s)(1-t) \\ N_3 &= \frac{1}{4}(1+s)(1+t) & N_4 &= \frac{1}{4}(1-s)(1+t) \end{aligned} \quad (\text{A V.4})$$

$$[N] = \begin{bmatrix} N_1 & 0 & 0 & N_4 & 0 & 0 \\ 0 & N_1 & 0 & 0 & N_4 & 0 \\ 0 & 0 & N_1 & 0 & 0 & N_4 \end{bmatrix} \quad (\text{A V.5})$$

Le déplacement de chacune des deux surfaces (supérieure et inférieure) peut ensuite être obtenu directement à partir du vecteur de déplacements nodaux :

$$u_{local\ inférieure} = N p_{local\ inférieure} \quad u_{local\ supérieure} = N p_{local\ supérieure} \quad (\text{A V.6})$$

Il suffit ensuite de soustraire les déplacements de la surface inférieure à ceux de la surface supérieure pour obtenir les déplacements relatifs entre les deux surfaces :

$$B = [-N \quad N] \quad (\text{A V.7})$$

$$u_{local} = B * p_{local} = u_{supérieure} - u_{inférieure} \quad (\text{A V.8})$$

Le vecteur u_{local} représente donc les déplacements nodaux relatifs de la surface supérieure vs la surface inférieure (en 3D, ce vecteur a trois composantes : s_1 dans la direction normale, et s_2 et s_3 dans la direction tangentielle). Fait à noter, l'équation A V.8 représente la fonction de forme linéaire appliquée aux déplacements normaux à la surface de l'élément interface. L'élément ainsi construit est donc linéaire dans la direction normale, mais peut être linéaire

ou quadratique dans ses directions tangentielles, dépendamment des fonctions de forme choisies à l'équation A V.4.

Ensuite, la matrice de rigidité de l'élément peut être énoncée par application du principe du travail virtuel :

$$q_{il} = \int_A B_l^T \sigma dA = \int_{-1}^1 \int_{-1}^1 B_l^T \sigma abdsdt \quad (\text{A V.9})$$

$$\delta q_{il} = K_{tl} \delta p_l \quad (\text{A V.10})$$

$$K_{tl} = \int_A B_l^T D_t B_l dA = \int_{-1}^1 \int_{-1}^1 B_l^T D_t B_l abdsdt \quad (\text{A V.11})$$

Pour calculer ces équations, la matrice tangente du matériau D_t est nécessaire, ainsi que le vecteur de traction σ . Ces deux matrices proviennent directement du modèle d'endommagement utilisé (bilinéaire, exponentiel, modèle de Moreo et al. (2007), etc.).

ANNEXE VI

ALGORITHME COMPLET DE LA SOUS-ROUTINE DE L'ÉLÉMENT INTERFACE

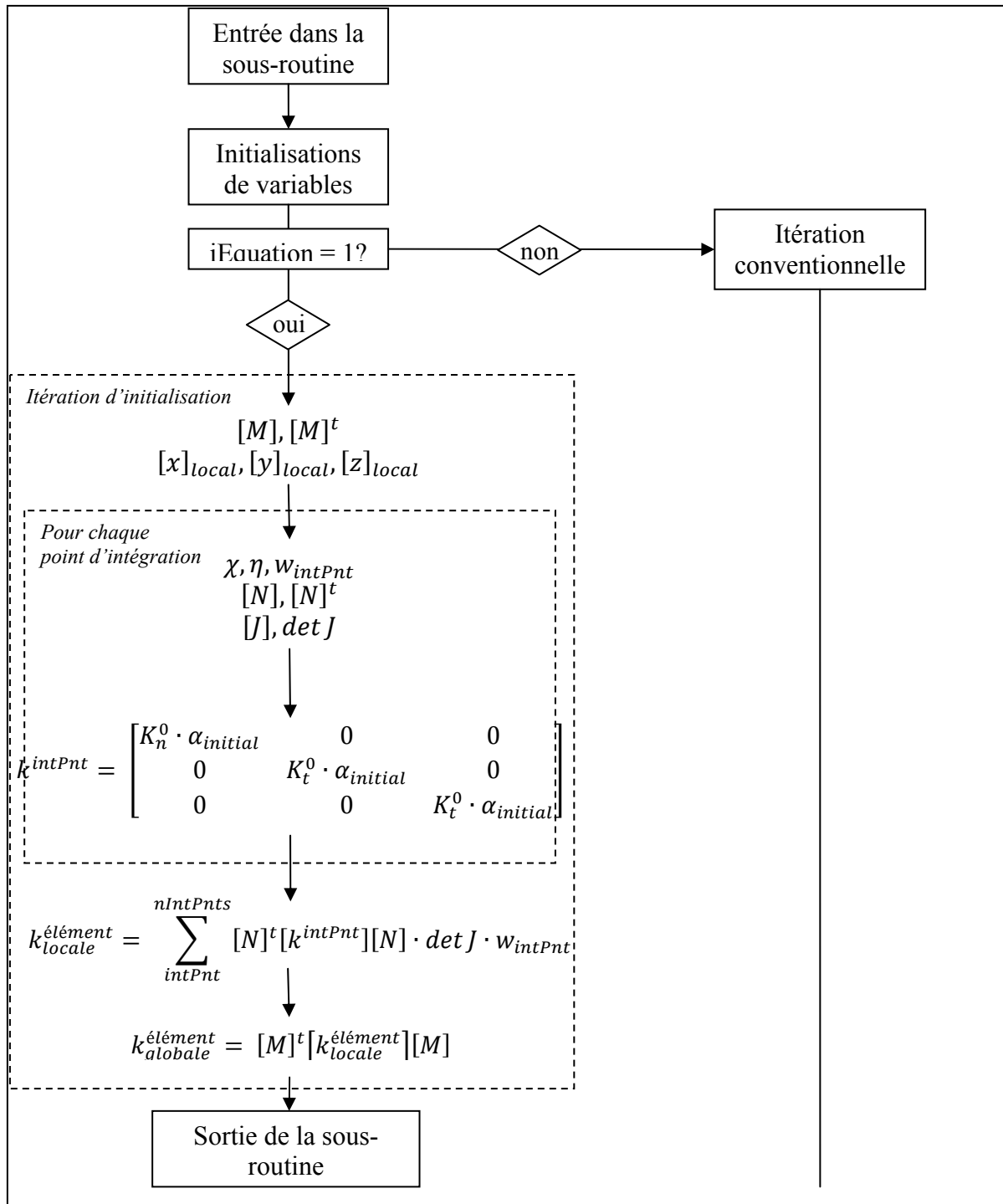


Figure-A VI-1 Schéma de l'algorithme de la sous-routine (continué sur la page suivante)

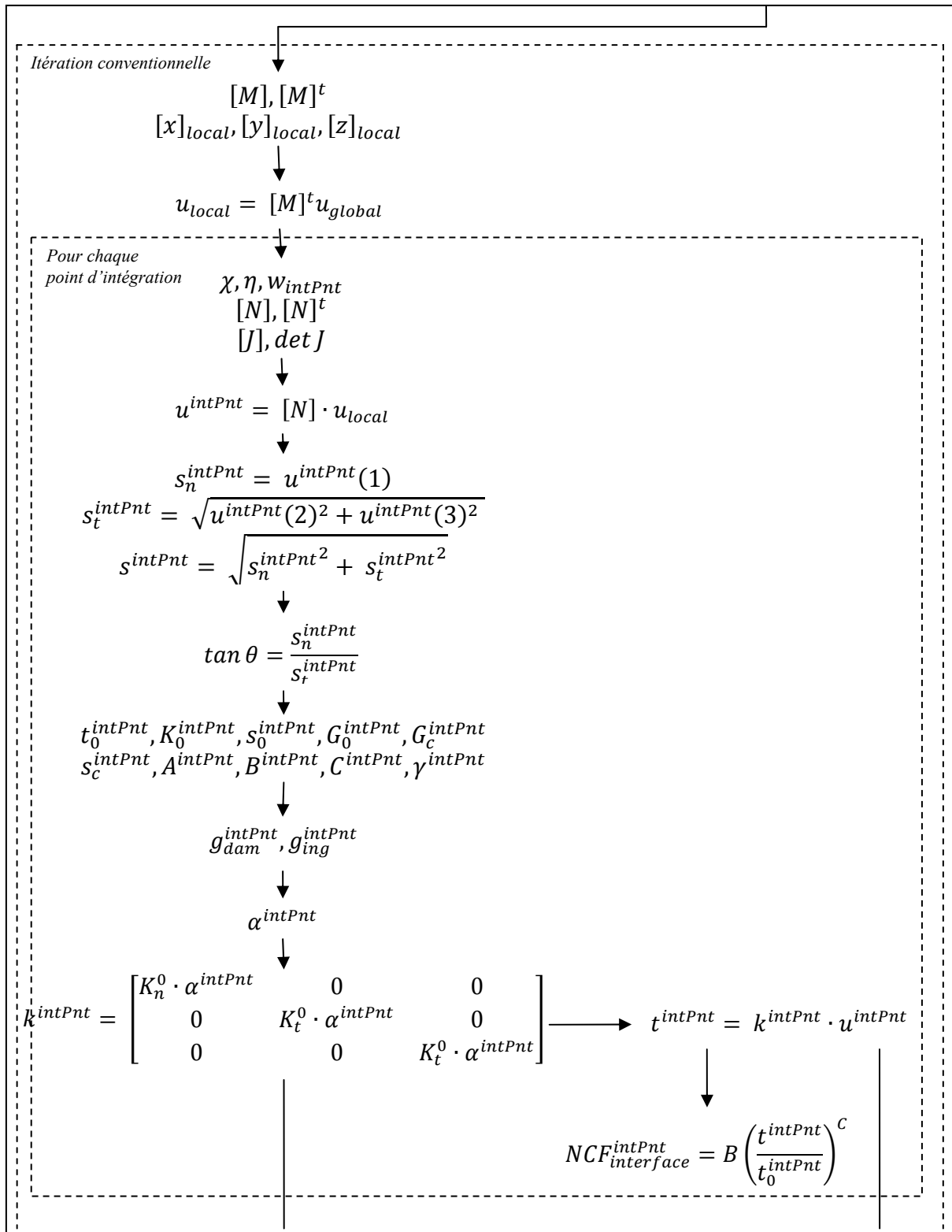


Figure-A VI-2 Suite du schéma de l'algorithme de la sous-routine (fin sur la page suivante)

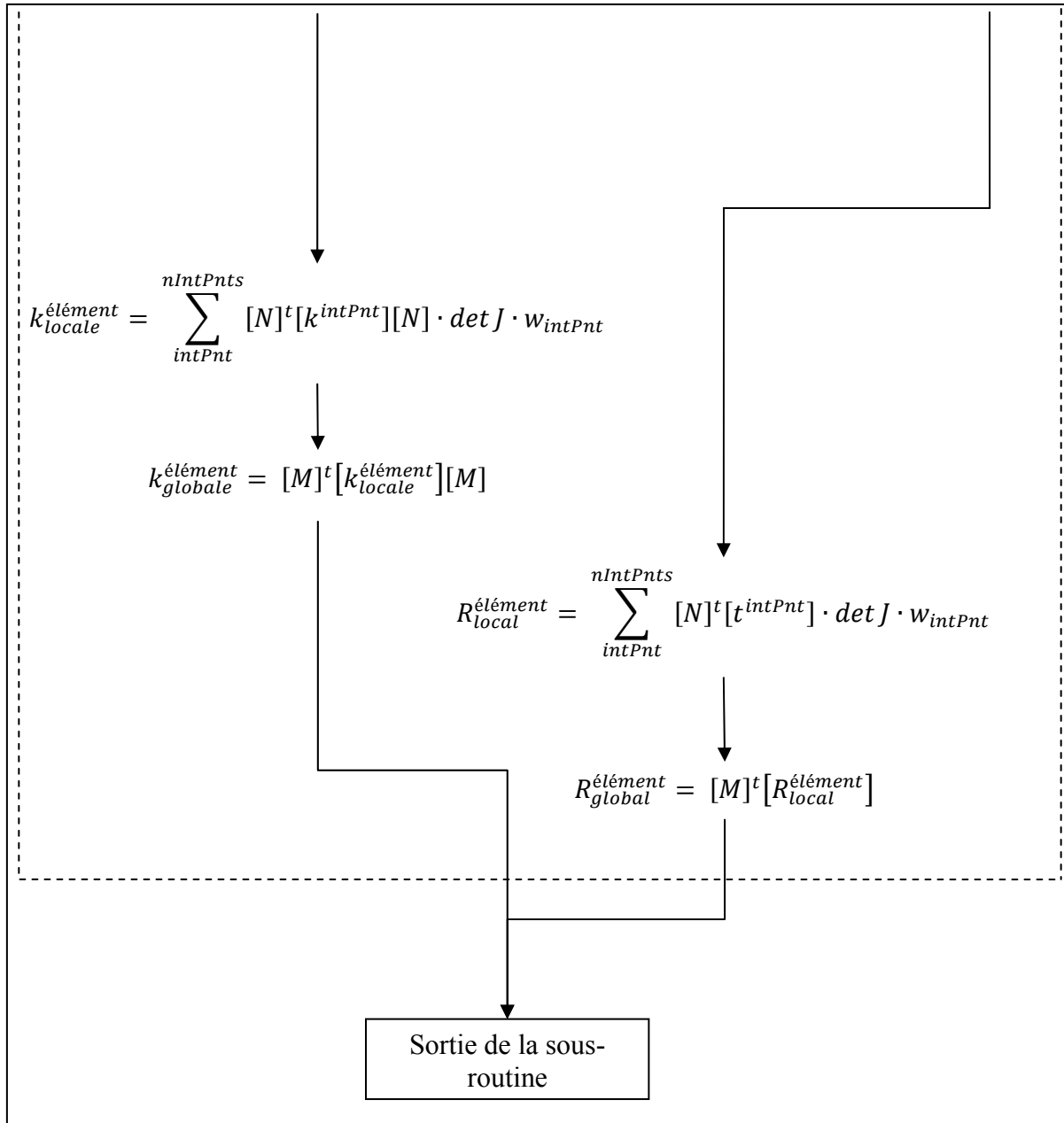


Figure-A VI-3 Fin du schéma de l'algorithme de la sous-routine

LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- Ahmed, A. M., R. Nair, D. L. Burke et J. Miller. 1982a. « Transient and Residual Stresses and Displacements in Self-Curing Bone Cement---Part II: Thermoelastic Analysis of the Stem Fixation System ». *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 104, n° 1, p. 28-37.
- Ahmed, A. M., W. Pak, D. L. Burke et J. Miller. 1982b. « Transient and Residual Stresses and Displacements in Self-Curing Bone Cement---Part I: Characterization of Relevant Volumetric Behavior of Bone Cement ». *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 104, n° 1, p. 21-27.
- Akay, M., et N. Aslan. 1996. « Numerical and experimental stress analysis of a polymeric composite hip joint prosthesis ». *Journal of Biomedical Materials Research*, vol. 31, n° 2, p. 167-182.
- Albrektsson, T., E. Dahl, L. Enbom, S. Engevall, B. Engquist, A. R. Eriksson, G. Feldmann, N. Freiberg, P. O. Glantz, O. Kjellman et al. 1988. « Osseointegrated oral implants. A Swedish multicenter study of 8139 consecutively inserted Nobelpharma implants ». *Journal of Periodontology*, vol. 59, n° 5, p. 287-96.
- Alfano, G., et M. A. Crisfield. 2001. « Finite element interface models for the delamination analysis of laminated composites: mechanical and computational issues ». *International Journal for Numerical Methods in Engineering*, vol. 50, n° 7, p. 1701-1736.
- Amanatullah, D. F., Y. Cheung et P. E. Di Cesare. 2010. « Hip resurfacing arthroplasty: a review of the evidence for surgical technique, outcome, and complications ». *Orthop Clin North Am*, vol. 41, n° 2, p. 263-72.
- Amstutz, H., et M. Le Duff. 2006. « Background of metal-on-metal resurfacing ». *Journal of Engineering in Medicine*, vol. 220, n° 2, p. 85-94.
- Amstutz, H. C. 2011. « Foreword: Current status of M/M hip resurfacing ». *Orthop Clin North Am*, vol. 42, n° 2, p. xiii-xvii.
- Amstutz, H. C., S. T. Ball, M. J. Le Duff et F. J. Dorey. 2007a. « Resurfacing THA for patients younger than 50 years - Results of 2- to 9-year followup ». *Clinical Orthopaedics and Related Research*, n° 460, p. 159-164.
- Amstutz, H. C., S. T. Ball, M. J. Le Duff et F. J. Dorey. 2007b. « Resurfacing THA for Patients Younger Than 50 Years: Results of 2- to 9-year Followup ». *Clinical Orthopaedics and Related Research*, vol. 460, p. 159-164.

- Amstutz, H. C., P. E. Beaulé, F. J. Dorey, M. J. Le Duff, P. A. Campbell et T. A. Gruen. 2004. « Metal-on-Metal Hybrid Surface Arthroplasty: Two to Six-Year Follow-up Study ». *Journal of Bone and Joint Surgery American Volume*, vol. 86A, n° 1, p. 28-39.
- Amstutz, H. C., et M. J. Le Duff. 2008. « Eleven years of experience with metal-on-metal hybrid hip resurfacing: a review of 1000 conserve plus ». *The Journal of Arthroplasty*, vol. 23, n° 6 Suppl 1, p. 36-43.
- Amstutz, H. C., et M. J. Le Duff. 2009. « Cementing the metaphyseal stem in metal-on-metal resurfacing: when and why ». *Clinical Orthopaedics and Related Research*, vol. 467, n° 1, p. 79-83.
- Amstutz, H. C., M. J. Le Duff, P. A. Campbell et F. J. Dorey. 2007c. « The Effects of Technique Changes on Aseptic Loosening of the Femoral Component in Hip Resurfacing. Results of 600 Conserve Plus With a 3 to 9 Year Follow-up ». *The Journal of Arthroplasty*, vol. 22, n° 4, p. 481-489.
- Amstutz, H. C., M. J. Le Duff, P. A. Campbell, L. E. Wisk et K. M. Takamura. 2011. « Complications after metal-on-metal hip resurfacing arthroplasty ». *Orthop Clin North Am*, vol. 42, n° 2, p. 207-30, viii.
- Amstutz, H. C., K. M. Takamura et M. J. Le Duff. 2011. « The effect of patient selection and surgical technique on the results of Conserve(R) Plus hip resurfacing--3.5- to 14-year follow-up ». *Orthop Clin North Am*, vol. 42, n° 2, p. 133-42, vii.
- Ashman, R. B., S. C. Cowin, W. C. Van Buskirk et J. C. Rice. 1984. « A continuous wave technique for the measurement of the elastic properties of cortical bone ». *Journal of Biomechanics*, vol. 17, n° 5, p. 349-361.
- Australian Orthopaedic Association. 2010. *National Joint Replacement Registry. Annual Report*. Adelaide: AOA.
- Beaulé, P. E., F. J. Dorey, M. LeDuff, T. Gruen et H. C. Amstutz. 2004a. « Risk factors affecting outcome of metal-on-metal surface arthroplasty of the hip ». *Clinical Orthopaedics and Related Research*, n° 418, p. 87-93.
- Beaulé, P. E., J. L. Lee, M. J. Le Duff, H. C. Amstutz et E. Ebramzadeh. 2004b. « Orientation of the femoral component in surface arthroplasty of the hip - A biomechanical and clinical analysis ». *Journal of Bone and Joint Surgery American Volume*, vol. 86A, n° 9, p. 2015-2021.
- Beaulé, P. E., W. Y. Matar, P. Poitras, K. Smit et O. May. 2009. « 2008 Otto Aufranc Award: component design and technique affect cement penetration in hip resurfacing ». *Clinical Orthopaedics and Related Research*, vol. 467, n° 1, p. 84-93.

- Beaupré, G. S., T. E. Orr et D. R. Carter. 1990a. « An approach for time-dependent bone modeling and remodeling--theoretical development ». *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 8, n° 5, p. 651-61.
- Beaupré, G. S., T. E. Orr et D. R. Carter. 1990b. « An approach for time-dependent bone modeling and remodeling-application: a preliminary remodeling simulation ». *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 8, n° 5, p. 662-70.
- Bell, R. S., J. Schatzker, V. L. Fornasier et S. B. Goodman. 1985. « A study of implant failure in the Wagner resurfacing arthroplasty ». *Journal of Bone and Joint Surgery American Volume*, vol. 67A, n° 8, p. 1165-1175.
- Bergmann, G., G. Deuretzbacher, M. Heller, F. Graichen, A. Rohlmann, J. Strauss et G. N. Duda. 2001. « Hip contact forces and gait patterns from routine activities ». *Journal of Biomechanics*, vol. 34, n° 7, p. 859-871.
- Bernakiewicz, M., et M. Viceconti. 2002. « The role of parameter identification in finite element contact analyses with reference to orthopaedic biomechanics applications ». *Journal of Biomechanics*, vol. 35, n° 1, p. 61-67.
- Bishop, N. E., M. Schoenwald, P. Schultz, K. Puschel et M. M. Morlock. 2009. « The condition of the cement mantle in femoral hip prosthesis implantations--a post mortem retrieval study ». *Hip Int*, vol. 19, n° 2, p. 87-95.
- Bitsakos, C., J. Kerner, I. Fisher et A. A. Amis. 2005. « The effect of muscle loading on the simulation of bone remodelling in the proximal femur ». *Journal of Biomechanics*, vol. 38, n° 1, p. 133-139.
- Bitsch, R. G., S. Jager, M. Lurssen, T. Loidolt, T. P. Schmalzried et M. Clarius. 2010. « Influence of bone density on the cement fixation of femoral hip resurfacing components ». *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 28, n° 8, p. 986-91.
- Bitsch, R. G., S. Jager, M. Lurssen, T. Loidolt, T. P. Schmalzried et S. Weiss. 2011. « The influence of cementing technique in hip resurfacing arthroplasty on the initial stability of the femoral component ». *Int Orthop*, vol. 35, n° 12, p. 1759-65.
- Bogoch, E. R., V. L. Fornasier et W. N. Capello. 1982. « The femoral head remnant in resurfacing arthroplasty ». *Clinical Orthopaedics and Related Research*, n° 167, p. 92-105.
- Boresi, A. P., et R. J. Schmidt. 2003. *Advanced mechanics of materials*, 6th. New York: J. Wiley, xiii, 681 p.

- Bougherara, H., M. N. Bureau, M. Campbell, A. Vadean et L. H. Yahia. 2007. « Design of a biomimetic polymer-composite hip prosthesis ». *Journal of Biomedical Materials Research, Part A*, vol. 82A, n° 1, p. 27-40.
- Bougherara, H., M. N. Bureau et L. H. Yahia. 2010. « Bone remodeling in a new biomimetic polymer-composite hip stem ». *Journal of Biomedical Materials Research, Part A*, vol. 92A, n° 1, p. 164-174.
- Bourne, R. B., et K. Corten. 2010. « Cemented versus cementless stems: a verdict is in ». *Orthopedics*, vol. 33, n° 9, p. 638.
- Bowman, N. K., T. A. Bucher et A. A. Bassily. 2006. « Fracture of the stem of the femoral component after resurfacing arthroplasty of the hip ». *J Bone Joint Surg Br*, vol. 88, n° 12, p. 1652-3.
- Bradley, G. W., M. A. Freeman et P. A. Revell. 1987. « Resurfacing arthroplasty. Femoral head viability ». *Clinical Orthopaedics and Related Research*, n° 220, p. 137-41.
- Bragdon, C. R., D. Burke, J. D. Lowenstein, D. O. O'Connor, B. Ramamurti, M. Jasty et W. H. Harris. 1996. « Differences in stiffness of the interface between a cementless porous implant and cancellous bone in vivo in dogs due to varying amounts of implant motion ». *Journal of Arthroplasty*, vol. 11, n° 8, p. 945-951.
- Briscoe, A., et A. New. 2010. « Polymerisation stress modelling in acrylic bone cement ». *Journal of Biomechanics*, vol. 43, n° 5, p. 978-983.
- Brooks, P. 2010. « Component malposition in hip resurfacing ». *Orthopedics*, vol. 33, n° 9, p. 646.
- Browne, J. A., C. D. Bechtold, D. J. Berry, A. D. Hanssen et D. G. Lewallen. 2010. « Failed metal-on-metal hip arthroplasties: a spectrum of clinical presentations and operative findings ». *Clin Orthop Relat Res*, vol. 468, n° 9, p. 2313-20.
- Brunski, J. B. 1990. « Influence of biomechanical factors at the bone-biomaterial interface ». In *The bone-biomaterial interface*, sous la dir. de Davies, J. E., p. 391-405. Toronto: University of Toronto Press.
- Campbell, M., M. N. Bureau et L. H. Yahia. 2008. « Performance of CF/PA12 composite femoral stems ». *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, vol. 19, n° 2, p. 683-693.
- Campbell, M., J. Denault, L. H. Yahia et M. N. Bureau. 2008. « CF/PA12 composite femoral stems: Manufacturing and properties ». *Composites Part A: Applied Science and Manufacturing*, vol. 39, n° 5, p. 796-804.

- Campbell, P., P. E. Beaulé, E. Ebrahimpour, M. LeDuff, K. De Smet, Z. Lu et H. C. Amstutz. 2006. « The John Charnley Award - A study of implant failure in metal-on-metal surface arthroplasties ». *Clinical Orthopaedics and Related Research*, n° 453, p. 35-46.
- Campbell, P., K. Takamura, W. Lundergan, C. Esposito et H. C. Amstutz. 2009. « Cement technique changes improved hip resurfacing longevity - implant retrieval findings ». *Bull NYU Hosp Jt Dis*, vol. 67, n° 2, p. 146-53.
- Caouette, C. 2007. « Validation d'un modèle par éléments finis de tige fémorale biomimétique en matériau composite et optimisation du matériau ». Mémoire MScA. Montréal, École Polytechnique de Montréal.
- Caouette, C., M. N. Bureau, P. A. Vendittoli, M. Lavigne et N. Nuno. 2012. « Anisotropic bone remodeling of a biomimetic metal-on-metal hip resurfacing implant ». *Med Eng Phys*, vol. 34, p. 559-565.
- Caouette, C., L. H. Yahia et M. N. Bureau. 2011. « Reduced stress shielding with limited micromotions using a carbon fibre composite biomimetic hip stem: a finite element model ». *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, vol. 225, n° 9, p. 907-919.
- Carrothers, A. D., R. E. Gilbert, A. Jaiswal et J. B. Richardson. 2010. « Birmingham hip resurfacing: the prevalence of failure ». *J Bone Joint Surg Br*, vol. 92, n° 10, p. 1344-50.
- Carter, D. R., D. P. Fyhrie et R. T. Whalen. 1987. « Trabecular bone density and loading history: Regulation of connective tissue biology by mechanical energy ». *Journal of Biomechanics*, vol. 20, n° 8, p. 785-787.
- Carter, D. R., et N. J. Giori. 1990. « Effect of mechanical stress on tissue differentiation in the bony implant bed ». In *The bone-biomaterial interface*, sous la dir. de Davies, J. E., p. 367-379. Toronto: University of Toronto Press.
- Carter, D. R., T. E. Orr et D. P. Fyhrie. 1989. « Relationships between loading history and femoral cancellous bone architecture ». *Journal of Biomechanics*, vol. 22, n° 3, p. 231-244.
- Carter, D. R., R. Vasu et W. H. Harris. 1984. « Stress changes in the femoral head due to porous ingrowth surface replacement arthroplasty ». *Journal of Biomechanics*, vol. 17, n° 10, p. 737-739.
- Chang, W. C., T. M. Christensen, T. P. Pinilla et T. M. Keaveny. 1999. « Uniaxial yield strains for bovine trabecular bone are isotropic and asymmetric ». *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 17, n° 4, p. 582-5.

- Clech, J. P., L. M. Keer et J. L. Lewis. 1985. « A model of tension and compression cracks with cohesive zone at a bone-cement interface ». *Transactions of the ASME. Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 107, n° 2, p. 175-82.
- Codebois, J. P., et F. Sideroff. 1982. « Damage induced elastic anisotropy. Mechanical behavior of anisotropic solids. ». *Proceedings of the EUROMECH colloque*, vol. 115, p. 761-774.
- Colgan, D., P. Trench, D. Slemon, D. McTague, J. B. Finlay, P. O'Donnell et E. G. Little. 1994. « A review of joint and muscle load simulation relevant to in-vitro stress analysis of the hip ». *Strain*, vol. 30, n° 2, p. 47-61.
- Cordingley, R., L. Kohan et B. Ben-Nissan. 2010. « What happens to femoral neck bone mineral density after hip resurfacing surgery? ». *J Bone Joint Surg Br*, vol. 92, n° 12, p. 1648-53.
- Corten, K., R. Ganz, J. P. Simon et M. Leunig. 2011. « Hip resurfacing arthroplasty: current status and future perspectives ». *Eur Cell Mater*, vol. 21, p. 243-58.
- Couteau, B., M.-C. Hobatho, R. Darmana, J.-C. Brignola et J.-Y. Arlaud. 1998. « Finite element modelling of the vibrational behaviour of the human femur using CT-based individualized geometrical and material properties ». *Journal of Biomechanics*, vol. 31, n° 4, p. 383-386.
- Cowin, S. C. 1985. « The relationship between the elasticity tensor and the fabric tensor ». *Mechanics of Materials*, vol. 4, n° 2, p. 137-147.
- Cowin, S. C., et W. C. Van Buskirk. 1979. « Surface bone remodeling induced by a medullary pin ». *Journal of Biomechanics*, vol. 12, n° 4, p. 269-276.
- Cristofolini, L. 1997. « Critical analysis of stress shielding evaluation of hip prostheses ». *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, vol. 25, n° 4-5, p. 409-483.
- Cristofolini, L., A. Cappello, B. P. McNamara et M. Viceconti. 1996. « A minimal parametric model of the femur to describe axial elastic strain in response to loads ». *Medical Engineering & Physics*, vol. 18, n° 6, p. 502-514.
- Cristofolini, L., P. Erani, P. Savigni, T. Grupp, O. Thies et M. Viceconti. 2007. « Increased long-term failure risk associated with excessively thin cement mantle in cemented hip arthroplasty: A comparative in vitro study ». *Clinical Biomechanics*, vol. 22, n° 4, p. 410-421.
- Cristofolini, L., M. Juszczak, F. Taddei, R. E. Field, N. Rushton et M. Viceconti. 2009. « Stress shielding and stress concentration of contemporary epiphyseal hip prostheses ». *Proc Inst Mech Eng H*, vol. 223, n° 1, p. 27-44.

- Cristofolini, L., M. Juszczak, F. Taddei, R. E. Field, N. Rushton et M. Viceconti. 2011. « Assessment of femoral neck fracture risk for a novel proximal epiphyseal hip prosthesis ». *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, vol. 26, n° 6, p. 585-91.
- Dammak, M., A. Shirazi-Adl et D. J. Zukor. 1997. « Analysis of cementless implants using interface nonlinear friction--Experimental and finite element studies ». *Journal of Biomechanics*, vol. 30, n° 2, p. 121-129.
- Davies, J. E. 1991. *The Bone-Biomaterial Interface*. Toronto Buffalo London: University of Toronto Press, 502 p.
- Davis, E. T., M. Olsen, R. Zdero, M. Papini, J. P. Waddell et E. H. Schemitsch. 2009. « A biomechanical and finite element analysis of femoral neck notching during hip resurfacing ». *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 131, n° 4, p. 041002.
- De Smet, K. A., C. Van Der Straeten, M. Van Orsouw, R. Doubi, K. Backers et G. Grammatopoulos. 2011. « Revisions of metal-on-metal hip resurfacing: lessons learned and improved outcome ». *Orthop Clin North Am*, vol. 42, n° 2, p. 259-69, ix.
- Decking, R., W. Puhl, U. Simon et L. E. Claes. 2006. « Changes in strain distribution of loaded proximal femora caused by different types of cementless femoral stems ». *Clinical Biomechanics*, vol. 21, n° 5, p. 495-501.
- Desmarais Trépanier, C. 2008. « Évaluation de la technique chirurgicale de resurfaçage de la hanche métal-métal: analyse numérique du positionnement et de la fixation de la composante fémorale ». MIng. Montréal, École de technologie supérieure.
- Deuel, C. R., A. A. Jamali, S. M. Stover et S. J. Hazelwood. 2009. « Alterations in femoral strain following hip resurfacing and total hip replacement ». *J Bone Joint Surg Br*, vol. 91, n° 1, p. 124-30.
- Dickinson, A., A. Taylor et M. Browne. 2012. « Implant-bone interface healing and adaptation in resurfacing hip replacement ». *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, vol. 15, n° 9, p. 935-47.
- Dickinson, A. S., M. Browne, K. C. Wilson, J. R. Leffers et A. C. Taylor. 2011. « Pre-clinical evaluation of ceramic femoral head resurfacing prostheses using computational models and mechanical testing ». *Proc Inst Mech Eng H*, vol. 225, n° 9, p. 866-76.
- Dickinson, A. S., A. C. Taylor et M. Browne. 2010. « Performance of the resurfaced hip. Part 1: the influence of the prosthesis size and positioning on the remodelling and fracture of the femoral neck ». *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers Part H: Journal of Engineering in Medicine*, vol. 224, n° 3, p. 427-39.

- Dickinson, A. S., A. C. Taylor, J. R. Jeffers et M. Browne. 2010. « Performance of the resurfaced hip. Part 2: The influence of prosthesis stem design on remodelling and fracture of the femoral neck ». *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers Part H: Journal of Engineering in Medicine*, vol. 224, n° 7, p. 841-51.
- Dimitrievska, S., A. Petit, A. Ajji, M. N. Bureau et L. H. Yahia. 2008. « Biocompatibility of novel polymer-apatite nanocomposite fibers ». *Journal of Biomedical Materials Research, Part A*, vol. 84, n° 1, p. 44-53.
- Dimitrievska, S., J. Whitfield, S. A. Hacking et M. N. Bureau. 2009. « Novel carbon fiber composite for hip replacement with improved *in vitro* and *in vivo* osseointegration ». *Journal of Biomedical Materials Research, Part A*, vol. 91A, n° 1, p. 37-51.
- Dixon, S. M., L. Jeavons, R. P. Reddy, D. Williams, E. D. Fern et M. R. Norton. 2009. « Early failure of the Dual coat Cormet 2000 metal on metal acetabular component ». *Hip International*, vol. 19, n° 2, p. 128-30.
- Doblaré, M., et J. M. Garcia. 2001. « Application of an anisotropic bone-remodelling model based on a damage-repair theory to the analysis of the proximal femur before and after total hip replacement ». *Journal of Biomechanics*, vol. 34, n° 9, p. 1157-1170.
- Doblaré, M., et J. M. Garcia. 2002. « Anisotropic bone remodelling model based on a continuum damage-repair theory ». *Journal of Biomechanics*, vol. 35, n° 1, p. 1-17.
- Doblaré, M., J. M. Garcia et J. Cegonino. 2002. « Development of an internal bone remodelling theory and applications to some problems in orthopaedic biomechanics ». *Meccanica*, vol. 37, n° 4-5, p. 365-374.
- Eastaugh-Waring, S. J., S. Seenath, D. S. Learmonth et I. D. Learmonth. 2006. « The Practical Limitations of Resurfacing Hip Arthroplasty ». *The Journal of Arthroplasty*, vol. 21, n° 1, p. 18-22.
- Eswaramoorthy, V. K., L. C. Biant et R. E. Field. 2009. « Clinical and radiological outcome of stemmed hip replacement after revision from metal-on-metal resurfacing ». *J Bone Joint Surg Br*, vol. 91, n° 11, p. 1454-8.
- Fenech, C. M., et T. M. Keaveny. 1999. « A Cellular Solid Criterion for Predicting the Axial-Shear Failure Properties of Bovine Trabecular Bone ». *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 121, n° 4, p. 414-422.
- Fernandes, P. R., J. Folgado, C. Jacobs et V. Pellegrini. 2002. « A contact model with ingrowth control for bone remodelling around cementless stems ». *Journal of Biomechanics*, vol. 35, n° 2, p. 167-176.

- Garcia, J. M., M. A. Martinez et M. Doblaré. 2001. « An Anisotropic Internal-External Bone Adaptation Model Based on a Combination of CAO and Continuum Damage Mechanics Technologies ». *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 4, n° 4, p. 355 - 377.
- Garrett, S. J., B. J. Bolland, P. J. Yates, E. M. Gardner et J. M. Latham. 2011. « Femoral revision in hip resurfacing compared with large-bearing metal-on-metal hip arthroplasty ». *J Arthroplasty*, vol. 26, n° 8, p. 1214-8.
- Gilbert, R. E., G. Cheung, A. D. Carrothers, C. Meyer et J. B. Richardson. 2010. « Functional results of isolated femoral revision of hip resurfacing arthroplasty ». *J Bone Joint Surg Am*, vol. 92, n° 7, p. 1600-4.
- Goetzen, N., F. Lampe, R. Nassut et M. M. Morlock. 2005. « Load-shift - numerical evaluation of a new design philosophy for uncemented hip prostheses ». *Journal of Biomechanics*, vol. 38, p. 595-604.
- Goodship, A. E., L. E. Lanyon et H. McFie. 1979. « Functional adaptation of bone to increased stress. An experimental study ». *Journal of Bone and Joint Surgery American Volume*, vol. 61A, n° 4, p. 539-546.
- Gotze, C., W. Steens, V. Vieth, C. Poremba, L. Claes et J. Steinbeck. 2002. « Primary stability in cementless femoral stems: custom-made versus conventional femoral prosthesis ». *Clinical Biomechanics*, vol. 17, n° 4, p. 267-273.
- Grigoris, P., P. Roberts, K. Panousis et Z. Jin. 2006. « Hip resurfacing arthroplasty: the evolution of contemporary designs ». *Journal of Engineering in Medicine*, vol. 220, n° 2, p. 95-105.
- Gross, T. P., et F. Liu. 2008. « Metal-on-metal hip resurfacing with an uncemented femoral component. A seven-year follow-up study ». *J Bone Joint Surg Am*, vol. 90 Suppl 3, p. 32-7.
- Gross, T. P., et F. Liu. 2011a. « Comparison of fully porous-coated and hybrid hip resurfacing: a minimum 2-year follow-up study ». *Orthop Clin North Am*, vol. 42, n° 2, p. 231-9, viii-ix.
- Gross, T. P., et F. Liu. 2011b. « The first 100 fully porous-coated femoral components in hip resurfacing ». *Bull NYU Hosp Jt Dis*, vol. 69 Suppl 1, p. S30-5.
- Gross, T. P., et F. Liu. 2011c. « Is there added risk in resurfacing a femoral head with cysts? ». *J Orthop Surg Res*, vol. 6, p. 55.

- Gross, T. P., et F. Liu. 2012. « Risk factor analysis for early femoral failure in metal-on-metal hip resurfacing arthroplasty: the effect of bone density and body mass index ». *J Orthop Surg Res*, vol. 7, n° 1, p. 1.
- Gupta, S., A. M. R. New et M. Taylor. 2006. « Bone remodelling inside a cemented resurfaced femoral head ». *Clinical Biomechanics*, vol. 21, n° 6, p. 594-602.
- Gupta, S., B. Pal et A. M. New. 2010. « The effects of interfacial conditions and stem length on potential failure mechanisms in the uncemented resurfaced femur ». *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 38, n° 6, p. 2107-20.
- Hacking, S. A., T. Pauyo, L. Lim, J. G. Legoux et M. N. Bureau. 2010. « Tissue response to the components of a hydroxyapatite-coated composite femoral implant ». *Journal of Biomedical Materials Research, Part A*, vol. 94A, n° 3, p. 953-960.
- Hakkinen, A., H. Borg, M. Hakulinen, J. Jurvelin, E. Anttila, T. Parviainen et I. Kiviranta. 2011. « Bone mineral density of the proximal femur after hip resurfacing arthroplasty: 1-year follow-up study ». *BMC Musculoskelet Disord*, vol. 12, p. 100.
- Harrigan, T. P., et W. H. Harris. 1991. « A three-dimensional non-linear finite element study of the effect of cement-prosthesis debonding in cemented femoral total hip components ». *Journal of Biomechanics*, vol. 24, n° 11, p. 1047-1058.
- Hart, R. T. 1990. « A theoretical study of the influence of bone maturation rate on surface remodeling predictions: Idealized models ». *Journal of Biomechanics*, vol. 23, n° 3, p. 241-257.
- Head, W. C. 1981. « Wagner surface replacement arthroplasty of the hip. Analysis of fourteen failures in forty-one hips ». *Journal of Bone and Joint Surgery American Volume*, vol. 63A, n° 3, p. 420-427.
- Head, W. C. 1984. « Total articular resurfacing arthroplasty. Analysis of component failure in sixty-seven hips ». *Journal of Bone and Joint Surgery American Volume*, vol. 66A, n° 1, p. 28-34.
- Heller, M. O., G. Bergmann, G. Deuretzbacher, L. Durselen, M. Pohl, L. Claes, N. P. Haas et G. N. Duda. 2001. « Musculo-skeletal loading conditions at the hip during walking and stair climbing ». *Journal of Biomechanics*, vol. 34, n° 7, p. 883-893.
- Herberts, P., O. Lansinger et B. Romanus. 1983. « Surface replacement arthroplasty of the hip. Experience with the ICLH method ». *Acta Orthopaedica Scandinavia*, vol. 54, n° 6, p. 884-90.

- Hing, C. B., D. A. Young, R. E. Dalziel, M. Bailey, D. L. Back et A. J. Shimmin. 2007. « Narrowing of the neck in resurfacing arthroplasty of the hip: a radiological study ». *Journal of Bone and Joint Surgery British Volume*, vol. 89B, n° 8, p. 1019-24.
- Ho, K. K., J. Beazley, N. Parsons, M. L. Costa et P. Foguet. 2010. « Narrowing of the femoral neck after resurfacing arthroplasty of the hip: a comparison of cemented and uncemented femoral components ». *Hip Int*, vol. 20, n° 4, p. 542-6.
- Hobatho, M. C. 2003. « Bone and joints modelling with individualized geometric and mechanical properties derived from medical images ». *Computer Modeling in Engineering & Sciences*, vol. 4, n° 3&4, p. 489-496.
- Homminga, J., B. R. McCreadie, H. Weinans et R. Huiskes. 2003. « The dependance of the elastic properties of osteoporotic cancellous bone on volume fraction and fabric ». *Journal of Biomechanics*, vol. 36, p. 1461-1467.
- Howie, D. W., B. L. Cornish et B. Vernon-Roberts. 1990. « Resurfacing hip arthroplasty. Classification of loosening and the role of prosthesis wear particles ». *Clinical Orthopaedics and Related Research*, n° 255, p. 144-59.
- Huiskes, R., R. Ruimerman, G. H. van Lenthe et J. D. Janssen. 2000. « Effects of mechanical forces on maintenance and adaptation of form in trabecular bone ». *Nature*, vol. 405, n° 6787, p. 704-706.
- Huiskes, R., P. Strens, W. Vroemen et T. J. Slooff. 1990. « Post-loosening mechanical behavior of femoral resurfacing prostheses ». *Clinical Materials*, vol. 6, n° 1, p. 37-55.
- Huiskes, R., H. Weinans, H. J. Grootenboer, M. Dalstra, B. Fudala et T. J. Slooff. 1987. « Adaptive bone-remodeling theory applied to prosthetic-design analysis ». *Journal of Biomechanics*, vol. 20, n° 11-12, p. 1135-1150.
- Hull, P., J. A. Baxter, C. Lewis, G. Kordas, P. Foguet et U. Prakash. 2011. « Metal-on-metal hip resurfacing with uncemented fixation of the femoral component. A minimum 2 year follow up ». *Hip Int*, vol. 21, n° 4, p. 475-8.
- Hung, J.-P., J.-H. Chen, H.-L. Chiang et J. S.-S. Wu. 2004. « Computer simulation on fatigue behavior of cemented hip prostheses: a physiological model ». *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, vol. 76, p. 103-113.
- Institut canadien d'information sur la santé. 2012. *Registre canadien des remplacements articulaires (RCRA) - Arthroplasties de la hanche et du genou au Canada*. Ottawa: ICIS.

- Jacobs, C. R., J. C. Simo, G. S. Beaupré et D. R. Carter. 1997. « Adaptive bone remodeling incorporating simultaneous density and anisotropy considerations ». *Journal of Biomechanics*, vol. 30, n° 6, p. 603-613.
- Janssen, D., K. A. Mann et N. Verdonschot. 2009. « Finite element simulation of cement-bone interface micromechanics: a comparison to experimental results ». *J Orthop Res*, vol. 27, n° 10, p. 1312-8.
- Janssen, D., P. Srinivasan, T. Scheerlinck et N. Verdonschot. 2011. « Effect of cementing technique and cement type on thermal necrosis in Hip resurfacing Arthroplasty-A numerical study ». *J Orthop Res*, vol. 30, n°3, p. 364-70.
- Jeffers, J. R. T., M. Browne, A. B. Lennon, P. J. Prendergast et M. Taylor. 2007. « Cement mantle fatigue failure in total hip replacement: Experimental and computational testing ». *Journal of Biomechanics*, vol. 40, n° 7, p. 1525-1533.
- Johanson, P. E., A. M. Fenstad, O. Furnes, G. Garellick, L. I. Havelin, S. Overgaard, A. B. Pedersen et J. Karrholm. 2010. « Inferior outcome after hip resurfacing arthroplasty than after conventional arthroplasty. Evidence from the Nordic Arthroplasty Register Association (NARA) database, 1995 to 2007 ». *Acta Orthop*, vol. 81, n° 5, p. 535-41.
- Johnson, A. J., M. G. Zywił, H. Hooper et M. A. Mont. 2011. « Narrowed indications improve outcomes for hip resurfacing arthroplasty ». *Bull NYU Hosp Jt Dis*, vol. 69 Suppl 1, p. S27-9.
- Jolley, M. N., E. A. Salvati et G. C. Brown. 1982. « Early results and complications of surface replacement of the hip ». *Journal of Bone and Joint Surgery American Volume*, vol. 64A, n° 3, p. 366-377.
- Kancherla, R., A. Kannan et R. Malhotra. 2012. « Is the increase in bone mineral density after hip resurfacing uniform across the femoral neck? ». *International Orthopaedics*, vol. 36, n° 4, p. 901.
- Kassi, J.-P., M. O. Heller, U. Stoeckle, C. Perka et G. N. Duda. 2005. « Stair climbing is more critical than walking in pre-clinical assessment of primary stability in cementless THA in vitro ». *Journal of Biomechanics*, vol. 38, n° 5, p. 1143-1154.
- Katrana, P., J. R. Crawford, S. Vowler, A. Lilikakis et R. N. Villar. 2006. « Femoral Neck Resorption After Hip Resurfacing Arthroplasty - A Comparison of Cemented and Uncemented Prostheses ». *Journal of Bone and Joint Surgery British Volume*, vol. 88B, n° SUPP_II, p. 234-c-.
- Katz, J. L., et A. Meunier. 1987. « The elastic anisotropy of bone ». *Journal of Biomechanics*, vol. 20, n° 11-12, p. 1063-70.

- Keaveny, T. M., X. E. Guo, E. F. Wachtel, T. A. McMahon et W. C. Hayes. 1994. « Trabecular bone exhibits fully linear elastic behavior and yields at low strains ». *Journal of Biomechanics*, vol. 27, n° 9, p. 1127-36.
- Kienapfel, H., C. Sprey, A. Wilke et P. Griss. 1999. « Implant fixation by bone ingrowth ». *J Arthroplasty*, vol. 14, n° 3, p. 355-68.
- Krause, M., S. Breer, M. Hahn, W. Ruther, M. M. Morlock, M. Amling et J. Zustin. 2012. « Cementation and interface analysis of early failure cases after hip-resurfacing arthroplasty ». *International Orthopaedics*, vol. 36, n° 7, p. 1333-40.
- Kwon, Y. M., S. J. Ostlere, P. McLardy-Smith, N. A. Athanasou, H. S. Gill et D. W. Murray. 2011. « "Asymptomatic" pseudotumors after metal-on-metal hip resurfacing arthroplasty: prevalence and metal ion study ». *J Arthroplasty*, vol. 26, n° 4, p. 511-8.
- Laffosse, J. M., K. Aubin, M. Lavigne, A. Roy et P. A. Vendittoli. 2011. « Radiographic changes of the femoral neck after total hip resurfacing ». *Orthop Traumatol Surg Res*, vol. 97, n° 3, p. 229-40.
- Lennon, A. B., et P. J. Prendergast. 2002. « Residual stress due to curing can initiate damage in porous bone cement: experimental and theoretical evidence ». *Journal of Biomechanics*, vol. 35, n° 3, p. 311-321.
- Lilikakis, A. K., S. L. Vowler et R. N. Villar. 2005. « Hydroxyapatite-Coated Femoral Implant in Metal-on-Metal Resurfacing Hip Arthroplasty: Minimum of Two Years Follow-Up ». *The Orthopedic Clinics of North America*, vol. 36, n° 2, p. 215-222.
- Little, J. P., H. A. Gray, D. W. Murray, D. J. Beard et H. S. Gill. 2008. « Thermal Effects of Cement Mantle Thickness for Hip Resurfacing ». *The Journal of Arthroplasty*, vol. 23, n° 3, p. 454-458.
- Little, J. P., F. Taddei, M. Viceconti, D. W. Murray et H. S. Gill. 2007. « Changes in femur stress after hip resurfacing arthroplasty: Response to physiological loads ». *Clinical Biomechanics*, vol. 22, n° 4, p. 440-448.
- Lotz, J. C., T. N. Gerhart et W. C. Hayes. 1990. « Mechanical properties of trabecular bone from the proximal femur: a quantitative CT study ». *J Comput Assist Tomogr*, vol. 14, n° 1, p. 107-14.
- Macpherson, G. J., et S. J. Breusch. 2011. « Metal-on-metal hip resurfacing: a critical review ». *Arch Orthop Trauma Surg*, vol. 131, n° 1, p. 101-10.
- Madrala, A., et N. Nuño. 2010. « Effect of stem preheating and precooling on residual stress formation at stem/cement interface for cemented hip implants ». *Journal of*

- Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, vol. 93B, n° 1, p. 258-265.
- Madralla, A., N. Nuño et M. N. Bureau. 2010. « Does stem preheating have a beneficial effect on PMMA bulk porosity in cemented THA? ». *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, vol. 95B, n° 1, p. 1-8.
- Maher, S., et B. McCormack. 1999. « Quantification of interdigitation at bone cement/cancellous bone interfaces in cemented femoral reconstructions ». *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, vol. 213, n° 4, p. 347-354.
- Mallick, P. K. 2008. *Fiber-reinforced composites : materials, manufacturing, and design*, 3rd. Boca Raton, Flor.: CRC Press, xvii, 619 p.
- Mandell, J. A., D. R. Carter, S. B. Goodman, D. J. Schurman et G. S. Beaupré. 2004. « A conical-collared intramedullary stem can improve stress transfer and limit micromotions ». *Clinical Biomechanics*, vol. 19, p. 695-703.
- Mann, K. A., D. C. Ayers, F. W. Werner, R. J. Nicoletta et M. D. Fortino. 1997. « Tensile strength of the cement-bone interface depends on the amount of bone interdigitated with PMMA cement ». *Journal of Biomechanics*, vol. 30, n° 4, p. 339-346.
- Mann, K. A., D. L. Bartel, T. M. Wright et A. H. Burstein. 1995. « Coulomb frictional interfaces in modeling cemented total hip replacements: a more realistic model ». *Journal of Biomechanics*, vol. 28, n° 9, p. 1067-1078.
- Mann, K. A., D. L. Bartel, T. M. Wright et A. R. Inghraffa. 1991. « Mechanical characteristics of the stem-cement interface ». *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 9, n° 6, p. 798-808.
- Mann, K. A., M. A. Miller, R. J. Cleary, D. Janssen et N. Verdonschot. 2008. « Experimental micromechanics of the cement-bone interface ». *J Orthop Res*, vol. 26, n° 6, p. 872-9.
- Mann, K. A., M. A. Miller, A. Race et N. Verdonschot. 2009. « Shear fatigue micromechanics of the cement-bone interface: An in vitro study using digital image correlation techniques ». *J Orthop Res*, vol. 27, n° 3, p. 340-6.
- Mann, K. A., R. Mocarski, L. A. Damron, M. J. Allen et D. C. Ayers. 2001. « Mixed-mode failure response of the cement-bone interface ». *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 19, n° 6, p. 1153-1161.
- Mann, K. A., F. W. Werner et D. C. Ayers. 1999. « Mechanical strength of the cement-bone interface is greater in shear than in tension ». *J Biomech*, vol. 32, n° 11, p. 1251-4.

- Marrey, R. V., R. Burgermeister, R. B. Grishaber et R. O. Ritchie. 2006. « Fatigue and life prediction for cobalt-chromium stems: A fracture mechanics analysis ». *Biomaterials*, vol. 27, n° 9, p. 1988-2000.
- Matthies, A., R. Underwood, P. Cann, K. Ilo, Z. Nawaz, J. Skinner et A. J. Hart. 2011. « Retrieval analysis of 240 metal-on-metal hip components, comparing modular total hip replacement with hip resurfacing ». *J Bone Joint Surg Br*, vol. 93, n° 3, p. 307-14.
- McKellop, H., S. H. Park, R. Chiesa, P. Doorn, B. Lu, P. Normand, P. Grigoris et H. Amstutz. 1996. « In vivo wear of three types of metal on metal hip prostheses during two decades of use ». *Clinical Orthopaedics and Related Research*, n° 329 Suppl, p. S128-40.
- McMinn, D., R. Treacy, K. Lin et P. Pynsent. 1996. « Metal on metal surface replacement of the hip. Experience of the McMinn prothesis ». *Clinical Orthopaedics and Related Research*, n° 329 Suppl, p. S89-98.
- McMinn, D. J., J. Daniel, H. Ziaee et C. Pradhan. 2011. « Indications and results of hip resurfacing ». *Int Orthop*, vol. 35, n° 2, p. 231-7.
- McNamara, B. P., L. Cristofolini, A. Toni et D. Taylor. 1994. « Evaluation of experimental and finite element models of synthetic and cadaveric femora for pre-clinical design-analysis ». *Clinical Materials*, vol. 17, n° 3, p. 131-140.
- Mesko, J. W., F. G. Goodman et S. Stanescu. 1994. « Total articular replacement arthroplasty. A three- to ten-year case-controlled study ». *Clinical Orthopaedics and Related Research*, n° 300, p. 168-77.
- Mi, Y., M. A. Crisfield, G. A. O. Davies et H. B. Hellweg. 1998. « Progressive Delamination Using Interface Elements ». *Journal of Composite Materials*, vol. 32, n° 14, p. 1246-1272.
- Miller, M. A., A. W. Eberhardt, R. J. Cleary, N. Verdonchot et K. A. Mann. 2010. « Micromechanics of postmortem-retrieved cement-bone interfaces ». *J Orthop Res*, vol. 28, n° 2, p. 170-7.
- Moreo, P., M. A. Perez, J. M. Garcia-Aznar et M. Doblaré. 2006. « Modelling the mixed-mode failure of cement-bone interfaces ». *Engineering Fracture Mechanics*, vol. 73, n° 10, p. 1379-1395.
- Moreo, P., M. A. Perez, J. M. Garcia-Aznar et M. Doblaré. 2007. « Modelling the mechanical behaviour of living bony interfaces ». *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, vol. 196, n° 35-36, p. 3300-3314.

- Morgan, E. F., et T. M. Keaveny. 2001. « Dependence of yield strain of human trabecular bone on anatomic site ». *Journal of Biomechanics*, vol. 34, n° 5, p. 569-577.
- Morgan, E. F., O. C. Yeh, W. C. Chang et T. M. Keaveny. 2001. « Nonlinear Behavior of Trabecular Bone at Small Strains ». *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 123, n° 1, p. 1-9.
- Morlock, M., N. Bishop, W. Rüther, G. Dellling et M. Hahn. 2006. « Biomechanical, morphological, and histological analysis of early failures in hip resurfacing arthroplasty ». *Journal of Engineering in Medicine*, vol. 220, n° 2, p. 333-344.
- Morlock, M., E. Schneider, A. Bluhm, M. Vollmer, G. Bergmann, V. Muller et M. Honl. 2001. « Duration and frequency of every day activities in total hip patients ». *J Biomech*, vol. 34, n° 7, p. 873-81.
- Moroni, A., L. Savarino, M. Hoque, M. Cadossi et N. Baldini. 2011. « Do ion levels in hip resurfacing differ from metal-on-metal THA at midterm? ». *Clin Orthop Relat Res*, vol. 469, n° 1, p. 180-7.
- Moskal, J. T., L. Jordan et T. E. Brown. 2004. « The porous-coated anatomic total hip prosthesis: 11- to 13-year results ». *J Arthroplasty*, vol. 19, n° 7, p. 837-44.
- Naal, F. D., R. Pilz, U. Munzinger, O. Hersche et M. Leunig. 2011. « High revision rate at 5 years after hip resurfacing with the Durom implant ». *Clin Orthop Relat Res*, vol. 469, n° 9, p. 2598-604.
- Nuño, N., et M. Amabili. 2002. « Modelling debonded stem-cement interface for hip implants: effect of residual stresses ». *Clinical Biomechanics*, vol. 17, n° 1, p. 41-48.
- Nuño, N., et G. Avanzolini. 2002. « Residual stresses at the stem-cement interface of an idealized cemented hip stem ». *Journal of Biomechanics*, vol. 35, n° 6, p. 849-852.
- Nuño, N., A. Madrala et D. Plamondon. 2008. « Measurement of transient and residual stresses during polymerization of bone cement for cemented hip implants ». *Journal of Biomechanics*, vol. 41, n° 12, p. 2605-2611.
- O'Neill, M., P. E. Beaulé, A. Bin Nasser, D. Garbuz, M. Lavigne, C. Duncan, P. R. Kim et E. Schemitsch. 2009. « Canadian academic experience with metal-on-metal hip resurfacing ». *Bull NYU Hosp Jt Dis*, vol. 67, n° 2, p. 128-31.
- Ong, K. L., J. S. Day, S. M. Kurtz, R. E. Field et M. T. Manley. 2009. « Role of Surgical Position on Interface Stress and Initial Bone Remodeling Stimulus around Hip Resurfacing Arthroplasty ». *The Journal of Arthroplasty*, vol. 24, n° 7, p. 1137-1142.

- Ong, K. L., S. M. Kurtz, M. T. Manley, N. Rushton, N. A. Mohammed et R. E. Field. 2006. « Biomechanics of the Birmingham hip resurfacing arthroplasty ». *Journal of Bone and Joint Surgery British Volume*, vol. 88B, n° 8, p. 1110-5.
- Ong, K. L., M. T. Manley et S. M. Kurtz. 2008. « Have contemporary hip resurfacing designs reached maturity? A review ». *J Bone Joint Surg Am*, vol. 90 Suppl 3, p. 81-8.
- Orlik, J., A. Zhurov et J. Middleton. 2003. « On the secondary stability of coated cementless hip replacement: parameters that affected interface strength ». *Medical Engineering & Physics*, vol. 25, n° 10, p. 825-831.
- Orr, J. F., N. J. Dunne et J. C. Quinn. 2003. « Shrinkage stresses in bone cement ». *Biomaterials*, vol. 24, n° 17, p. 2933-2940.
- Pal, B., S. Gupta et A. M. New. 2009a. « A numerical study of failure mechanisms in the cemented resurfaced femur: effects of interface characteristics and bone remodelling ». *Journal of Engineering in Medicine*, vol. 223, n° 4, p. 471-84.
- Pal, B., S. Gupta et A. M. New. 2010. « Influence of the change in stem length on the load transfer and bone remodelling for a cemented resurfaced femur ». *Journal of Biomechanics*, vol. 43, n° 15, p. 2908-14.
- Pal, B., S. Gupta et A. M. R. New. 2009b. « Design considerations for ceramic resurfaced femoral head: effect of interface characteristics on failure mechanisms ». *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 13, n° 2, p. 143-155.
- Pancanti, A., M. Bernakiewicz et M. Viceconti. 2003. « The primary stability of a cementless stem varies between subjects as much as between activities ». *Journal of Biomechanics*, vol. 36, n° 6, p. 777-785.
- Peng, L., J. Bai, X. Zeng et Y. Zhou. 2006. « Comparison of isotropic and orthotropic material property assignments on femoral finite element models under two loading conditions ». *Medical Engineering & Physics*, vol. 28, n° 3, p. 227-233.
- Pérez, M. A., J. M. García-Aznar, M. Doblaré, B. Seral et F. Seral. 2006. « A comparative FEA of the debonding process in different concepts of cemented hip implants ». *Medical Engineering & Physics*, vol. 28, n° 6, p. 525-533.
- Pérez, M. A., J. M. García et M. Doblaré. 2005. « Analysis of the debonding of the stem-cement interface in intramedullary fixation using a non-linear fracture mechanics approach ». *Engineering Fracture Mechanics*, vol. 72, n° 8, p. 1125-1147.
- Pérez, M. A., N. Nuño, A. Madrala, J. M. García-Aznar et M. Doblaré. 2009. « Computational modelling of bone cement polymerization: Temperature and residual stresses ». *Computers in Biology and Medicine*, vol. 39, n° 9, p. 751-759.

- Perillo-Marcone, A., A. Alonso-Vazquez et M. Taylor. 2003. « Assessment of the effect of mesh density on the material property discretisation within QCT based FE models: a practical example using the implanted proximal tibia ». *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 6, n° 1, p. 17-26.
- Pilliar, R. M., J. M. Lee et C. Maniopoulos. 1986. « Observations on the effect of movement on bone ingrowth into porous-surfaced implants ». *Clinical orthopaedics and related research*, vol. 208, p. 108-13.
- Ploeg, H., J. Soulhat, D. Hertig, M. O'Keane, P. Roberts et P. Grigoris. 2001. « Finite Element Analysis of a Cemented Surface Replacement for the Proximal Femur ». In *4th Combined Meeting of the Orthopaedic Research Societies of the USA, Canada, Europe and Japan (CORS)*. (Rhodes, Greece, June 1-3, 2001), p. 224.
- Poitout, D. G. 2004. *Biomechanics and biomaterials in orthopedics*. London ; New York: Springer, xxiii, 654 p.
- Polgar, K., H. Gill, M. Viceconti, D. Murray et J. O'Connor. 2003. « Strain distribution within the human femur due to physiological and simplified loading: finite element analysis using the muscle standardized femur model ». *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, vol. 217, n° 3, p. 173-189.
- Prendergast, P. J., et D. Taylor. 1994. « Prediction of bone adaptation using damage accumulation ». *Journal of Biomechanics*, vol. 27, n° 8, p. 1067-1076.
- Pritchett, J. 2008. « Curved-stem Hip Resurfacing ». *Clinical Orthopaedics and Related Research*, vol. 466, n° 5, p. 1177-1185.
- Qiu, Y., M. A. Crisfield et G. Alfano. 2001. « An interface element formulation for the simulation of delamination with buckling ». *Engineering Fracture Mechanics*, vol. 68, n° 16, p. 1755-1776.
- Race, A., K. A. Mann et A. A. Edidin. 2007. « Mechanics of bone/PMMA composite structures: an in vitro study of human vertebrae ». *J Biomech*, vol. 40, n° 5, p. 1002-10.
- Radcliffe, I. A. J., P. Prescott, H. S. Man et M. Taylor. 2007. « Determination of suitable sample sizes for multi-patient based finite element studies ». *Medical Engineering & Physics*, vol. 29, p. 1065-1072.
- Radcliffe, I. A. J., et M. Taylor. 2007a. « Investigation into the affect of cementing techniques on load transfer in the resurfaced femoral head: A multi-femur finite element analysis ». *Clinical Biomechanics*, vol. 22, n° 4, p. 422-430.

- Radcliffe, I. A. J., et M. Taylor. 2007b. « Investigation into the effect of varus-valgus orientation on load transfer in the resurfaced femoral head: A multi-femur finite element analysis ». *Clinical Biomechanics*, vol. 22, n° 7, p. 780-786.
- Raftopoulos, D., E. Katsamanis, F. Saul, W. Liu et S. Saddemi. 1993. « An intermediate loading rate technique for the determination of mechanical properties of human femoral cortical bone ». *Journal of Biomedical Engineering*, vol. 15, n° 1, p. 60-6.
- Reggiani, B., L. Cristofolini, E. Varini et M. Viceconti. 2007. « Predicting the subject-specific primary stability of cementless implants during pre-operative planning: Preliminary validation of subject-specific finite-element models ». *Journal of Biomechanics*, vol. 40, n° 11, p. 2552-2558.
- Reilly, D. T., et A. H. Burstein. 1974. « Review article. The mechanical properties of cortical bone ». *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, vol. 56, n° 5, p. 1001-22.
- Reito, A., T. Puolakka et J. Pajamaki. 2011. « Birmingham hip resurfacing: five to eight year results ». *Int Orthop*, vol. 35, n° 8, p. 1119-24.
- Rho, J. Y., M. C. Hobatho et R. B. Ashman. 1995. « Relations of mechanical properties to density and CT numbers in human bone ». *Medical Engineering & Physics*, vol. 17, n° 5, p. 347-355.
- Rubin, C. T., et L. E. Lanyon. 1984. « Regulation of bone formation by applied dynamic loads ». *Journal of Bone and Joint Surgery American Volume*, vol. 66A, n° 3, p. 397-402.
- Ruimerman, R., P. Hilbers, B. van Rietbergen et R. Huiskes. 2005. « A theoretical framework for strain-related trabecular bone maintenance and adaptation ». *Journal of Biomechanics*, vol. 38, n° 4, p. 931-941.
- Rylander, L. S., J. C. Milbrandt, A. B. Wallace et D. G. Allan. 2011. « Radiographic Evaluation of Midterm Failure Rates Following Metal-on-Metal Hip Resurfacing ». *The Journal of Arthroplasty*, vol. 26, n° 6, p. 897-902.
- Scheerlinck, T., H. Delport et T. Kiewitt. 2010. « Influence of the cementing technique on the cement mantle in hip resurfacing: an in vitro computed tomography scan-based analysis ». *J Bone Joint Surg Am*, vol. 92, n° 2, p. 375-87.
- Schey, J. A. 2000. *Introduction to manufacturing processes*, 3rd. Coll. « McGraw-Hill series in mechanical engineering and materials science ». Boston ; Toronto: McGraw-Hill, xx, 962 p.

- Schileo, E., F. Taddei, L. Cristofolini et M. Viceconti. 2008. « Subject-specific finite element models implementing a maximum principal strain criterion are able to estimate failure risk and fracture location on human femurs tested in vitro ». *J Biomech*, vol. 41, n° 2, p. 356-67.
- Schmalzried, T. P., et J. V. Tiberi. 2010. « Metal-metal reactivity: Houston, we have a problem! ». *Orthopedics*, vol. 33, n° 9, p. 647.
- Semay, C., et B. Silvestre-Brac. 2007. *Introduction au calcul tensoriel : applications à la physique*. Coll. « Sciences sup ». Paris: Dunod, x, 252 p.
- Shimmin, A., P. E. Beaulé et P. Campbell. 2008. « Metal-on-Metal Hip Resurfacing Arthroplasty ». *Journal of Bone and Joint Surgery American Volume*, vol. 90, n° 3, p. 637-654.
- Shimmin, A. J., D. Anat, J. Bare et D. L. Back. 2005. « Complications associated with hip resurfacing arthroplasty ». *Orthopedic Clinics of North America*, vol. 36, n° 2, p. 187-193.
- Shimmin, A. J., et D. Back. 2005. « Femoral neck fractures following Birmingham hip resurfacing: a national review of 50 cases ». *J Bone Joint Surg Br*, vol. 87, n° 4, p. 463-4.
- Simoes, J. A., M. A. Vaz, S. Blatcher et M. Taylor. 2000. « Influence of head constraint and muscle forces on the strain distribution within the intact femur ». *Medical Engineering & Physics*, vol. 22, n° 7, p. 453-459.
- Smith, T. O., R. Nichols, S. T. Donell et C. B. Hing. 2010. « The clinical and radiological outcomes of hip resurfacing versus total hip arthroplasty: a meta-analysis and systematic review ». *Acta Orthop*, vol. 81, n° 6, p. 684-95.
- Smolders, J. M., A. Hol, W. J. Rijnberg et J. L. van Susante. 2011. « Metal ion levels and functional results after either resurfacing hip arthroplasty or conventional metal-on-metal hip arthroplasty ». *Acta Orthop*, vol. 82, n° 5, p. 559-66.
- Smolders, J. M., A. Hol, T. Rijnders et J. L. van Susante. 2010. « Changes in bone mineral density in the proximal femur after hip resurfacing and uncemented total hip replacement: A prospective randomised controlled study ». *J Bone Joint Surg Br*, vol. 92, n° 11, p. 1509-14.
- Soballe, K., E. S. Hansen, H. B.-Rasmussen, P. H. Jorgensen et C. Bunger. 1992. « Tissue ingrowth into titanium and hydroxyapatite-coated implants during stable and unstable mechanical conditions ». *J Orthop Res*, vol. 10, n° 2, p. 285-99.

- Song, Y., G. Beaupré et S. B. Goodman. 1999. « Osseointegration of total hip arthroplasties: Studies in humans and animals ». *Journal of Long-Term Effects of Medical Implants*, vol. 9, n° 1-2, p. 77-112.
- Speirs, A. D., M. O. Heller, G. N. Duda et W. R. Taylor. 2007. « Physiologically based boundary conditions in finite element modelling ». *Journal of Biomechanics*, vol. 40, n° 10, p. 2318-2323.
- Spencer, R. F. 2011. « Evolution in hip resurfacing design and contemporary experience with an uncemented device ». *J Bone Joint Surg Am*, vol. 93 Suppl 2, p. 84-8.
- Spencer, S., R. Carter, H. Murray et R. M. D. Meek. 2008. « Femoral Neck Narrowing After Metal-on-Metal Hip Resurfacing ». *The Journal of Arthroplasty*, vol. 23, n° 8, p. 1105-1109.
- Steffen, R. T., N. A. Athanasou, H. S. Gill et D. W. Murray. 2010. « Avascular necrosis associated with fracture of the femoral neck after hip resurfacing: histological assessment of femoral bone from retrieval specimens ». *J Bone Joint Surg Br*, vol. 92, n° 6, p. 787-93.
- Steinemann, S. G., J. Eulenberger, P. A. Maeusli et A. Schroeder. 1986. « Adhesion of bone to titanium ». In *Biological and biomechanical performance of biomaterials*. Vol. 6, p. 409-414. Coll. « Advances in biomaterials ». Amsterdam: Elsevier.
- Stolk, J., N. Verdonschot, L. Cristofolini, A. Toni et R. Huiskes. 2002. « Finite element and experimental models of cemented hip joint reconstructions can produce similar bone and cement strains in pre-clinical tests ». *Journal of Biomechanics*, vol. 35, p. 499-510.
- Swider, P., et D. Ambard. 2006. « A predictive mechano-biological model of the bone-implant healing ». *European Journal of Mechanics, A/Solids*, vol. 25, n° 6, p. 927-37.
- Swider, P., A. Pedrono, O. Mouzin, K. Soballe et J. E. Bechtold. 2006. « Biomechanical analysis of the shear behaviour adjacent to an axially loaded implant ». *Journal of Biomechanics*, vol. 39, n° 10, p. 1873-82.
- Taddei, F., L. Cristofolini, S. Martelli, H. S. Gill et M. Viceconti. 2006. « Subject-specific finite element models of long bones: An in vitro evaluation of the overall accuracy ». *Journal of Biomechanics*, vol. 39, n° 13, p. 2457-2467.
- Taylor, M. 2006. « Finite element analysis of the resurfaced femoral head ». *Journal of Engineering in Medicine*, vol. 220, n° 2, p. 289-97.

- Taylor, M. E., K. E. Tanner, M. A. R. Freeman et A. L. Yettram. 1996. « Stress and strain distribution within the intact femur: compression or bending? ». *Medical Engineering & Physics*, vol. 18, n° 2, p. 122-131.
- Townley, C. O. 1982. « Hemi and total articular replacement arthroplasty of the hip with the fixed femoral cup ». *The Orthopedic Clinics of North America*, vol. 13, n° 4, p. 869-94.
- Treacy, R. B., C. W. McBryde, E. Shears et P. B. Pynsent. 2011. « Birmingham hip resurfacing: a minimum follow-up of ten years ». *J Bone Joint Surg Br*, vol. 93, n° 1, p. 27-33.
- Trentani, C., et F. Vaccarino. 1981. « Complications in surface replacement arthroplasty of the hip: experience with the Paltrinieri-Trentani prosthesis ». *International Orthopaedics*, vol. 4, n° 4, p. 247-52.
- Turner, C. H. 1989. « Yield Behavior of Bovine Cancellous Bone ». *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 111, n° 3, p. 256-260.
- Turner, C. H. 1992. « On Wolff's law of trabecular architecture ». *Journal of Biomechanics*, vol. 25, n° 1, p. 1-9.
- Turner, C. H., S. C. Cowin, J. Y. Rho, R. B. Ashman et J. C. Rice. 1990. « The fabric dependence of the orthotropic elastic constants of cancellous bone ». *Journal of Biomechanics*, vol. 23, n° 6, p. 549-561.
- van der Ploeg, B., M. Tarala, J. Homminga, D. Janssen, P. Buma et N. Verdonchot. 2012. « Toward a more realistic prediction of peri-prosthetic micromotions ». *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 30, n° 7, p. 1147-54.
- van der Weegen, W., H. J. Hoekstra, T. Sijbesma, E. Bos, E. H. Schemitsch et R. W. Poolman. 2011. « Survival of metal-on-metal hip resurfacing arthroplasty: a systematic review of the literature ». *J Bone Joint Surg Br*, vol. 93, n° 3, p. 298-306.
- Van Rietbergen, B., R. Huiskes, H. Weinans, D. R. Sumner, T. M. Turner et J. O. Galante. 1993. « The mechanism of bone remodeling and resorption around press-fitted THA stems ». *Journal of Biomechanics*, vol. 26, n° 4-5, p. 369-382.
- Vendittoli, P. A., A. Roy, S. Mottard, J. Girard, D. Lusignan et M. Lavigne. 2010. « Metal ion release from bearing wear and corrosion with 28 mm and large-diameter metal-on-metal bearing articulations: a follow-up study ». *J Bone Joint Surg Br*, vol. 92, n° 1, p. 12-9.

- Viceconti, M., R. Muccini, M. Bernakiewicz, M. Baleani et L. Cristofolini. 2000. « Large-sliding contact elements accurately predict levels of bone-implant micromotion relevant to osseointegration ». *Journal of Biomechanics*, vol. 33, n° 12, p. 1611-1618.
- Viceconti, M., A. Toni et A. Giunti. 1995. « Effects of Some Technological Aspects on the Fatigue-Strength of a Cementless Hip Stem ». *Journal of Biomedical Materials Research*, vol. 29, n° 7, p. 875-881.
- Voyiadjis, G. Z., et P. I. Kattan. 2005. *Damage mechanics*. Boca Raton, Fla.: Taylor & Francis, xi, 257 p.
- Waal Malefijt, M. C., et R. Huiskes. 1993. « A clinical, radiological and biomechanical study of the TARA hip prosthesis ». *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, vol. 112, n° 5, p. 220-225.
- Watanabe, Y., N. Shiba, S. Matsuo, F. Higuchi, Y. Tagawa et A. Inoue. 2000. « Biomechanical study of the resurfacing hip arthroplasty: Finite element analysis of the femoral component ». *The Journal of Arthroplasty*, vol. 15, n° 4, p. 505-511.
- Watters, T. S., R. K. Hallows, P. Campbell, D. B. Covington, T. P. Vail et M. P. Bolognesi. 2010. « Lack of radiographic loosening signs in a hip resurfacing that failed by stem fracture ». *Arch Orthop Trauma Surg*, vol. 130, n° 7, p. 835-9.
- Weinans, H., R. Huiskes et H. J. Grootenboer. 1992. « The behavior of adaptive bone-remodeling simulation models ». *Journal of Biomechanics*, vol. 25, n° 12, p. 1425-1441.
- Weinans, H., R. Huiskes et H. J. Grootenboer. 1993. « Quantitative analysis of bone reactions to relative motions at implant-bone interfaces ». *Journal of Biomechanics*, vol. 26, n° 11, p. 1271-1277.
- Wik, T. S., P. O. Ostbyhaug, J. Klaksvik et A. Aamodt. 2010. « Increased strain in the femoral neck following insertion of a resurfacing femoral prosthesis ». *J Bone Joint Surg Br*, vol. 92, n° 3, p. 461-7.
- Willis-Owen, C. A., H. D. Atkinson et R. D. Oakeshott. 2011. « Bone mineral density in the femoral neck increases after hip resurfacing: a cohort with five-year follow-up ». *Int Orthop*, vol. 35, n° 9, p. 1303-7.
- Wirtz, D. C., N. Schiffers, T. Pandorf, K. Radermacher, D. Weichert et R. Forst. 2000. « Critical evaluation of known bone material properties to realize anisotropic FE-simulation of the proximal femur ». *Journal of Biomechanics*, vol. 33, n° 10, p. 1325-1330.

- Xiangyi, L., et G. L. Niebur. 2008. « Bone ingrowth into a porous coated implant predicted by a mechano-regulatory tissue differentiation algorithm ». *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, vol. 7, n° 4, p. 335-44.
- Yang, G., J. Kabel, B. Van Rietbergen, A. Odgaard, R. Huiskes et S. Cown. 1998. « The Anisotropic Hooke's Law for Cancellous Bone and Wood ». *Journal of Elasticity*, vol. 53, n° 2, p. 125-146.
- Yang, J.-M., C.-S. Lu, Y.-G. Hsu et C.-H. Shih. 1997. « Mechanical properties of acrylic bone cement containing PMMA-SiO₂ hybrid sol-gel material ». *Journal of Biomedical Materials Research*, vol. 38, n° 2, p. 143-154.